

UNIVERSITÀ DI PISA

Facoltà di Scienze Matematiche Fisiche e Naturali
Scuola di Specializzazione in Fisica Medica

**Commissioning e dosimetria
clinica di un acceleratore
Synergy Agility per trattamenti
VMAT**

Specializzando:
Elena Pierpaoli

Relatore interno:
Prof. Alberto Del Guerra
Relatore esterno:
Dott. Luca Bernardi

Anno Accademico 2012/2013

Ah, dolcissimi fotoni.
Non so se siete onde o particelle,
ma mi sento accarezzare.

(Futurama - Bender)

Indice

Introduzione	1
1 Descrizione di un LINAC¹ per VMAT²	5
1.1 La testata	5
1.2 iView	8
1.3 XVI	9
1.4 Hexapod	10
2 Sistema di <i>Planning</i> (TPS³) e dosimetria clinica	13
2.1 Pinnacle	13
2.2 Modellizzazione della macchina	14
2.3 Misure Richieste dal TPS	16
2.4 Setup per l'acquisizione dei dati	17
2.4.1 I Rivelatori	17
2.4.2 Il fantoccio	19
2.4.3 Gli elettrometri	19
2.4.4 Il software di acquisizione: "Mephysto"	21
2.4.5 Modalità di acquisizione dei dati	21
2.5 Analisi dei dati acquisiti	26
2.5.1 Dosimetria Assoluta	26
2.5.2 Le PDD	27
2.5.3 I profili	31
2.5.4 <i>Output Factor</i>	35
2.5.5 <i>Wedge Factor</i>	38
3 Validazione del TPS	39
3.1 Confronto tra dati acquisiti e simulati per campi simmetrici	39
3.1.1 Misure di dose	40

¹Acceleratore Lineare

²Volumetric Modulated Arc Therapy

³*Treatment Planning System*

3.1.2	PDD	43
3.1.3	Profili	44
3.2	Confronto su campi asimmetrici	47
3.2.1	Descrizione dei campi	47
3.2.2	Valutazione del TPS per campi non standard	51
4	<i>Commissioning</i> del sistema di verifica e applicazioni su pa-	
	zienti	55
4.1	L'Artiscan	57
4.1.1	Controllo dell'MLC	57
4.1.2	Controlli per la tecnica VMAT	61
4.2	Controlli giornalieri della qualità dei fasci	65
4.3	I controlli a geometria rotante	68
4.3.1	<i>Commissioning</i> del fantoccio Octavius 4D e del suo software	69
4.3.2	Esempi di verifiche cliniche su piani personalizzati . . .	78
	Conclusioni	89
	A Controllo dell'Epid	91
	Acronimi	95
	Elenco delle Figure	99
	Elenco delle Tabelle	101
	Bibliografia	105
	Ringraziamenti	107

Introduzione

La radioterapia si pone l'obiettivo di usare la radiazione ionizzante per distruggere cellule tumorali preservando le cellule sane circostanti. Per far ciò si usano fasci di fotoni, elettroni o, in alcune tecniche particolari, protoni o ioni pesanti. Le prime tecniche radioterapiche prevedevano l'uso di fasci di fotoni a 1,25 MeV ottenuti dal decadimento del ^{60}Co . Solo dalla fine degli anni 60 si sono iniziati ad utilizzare fasci di fotoni ed elettroni derivanti dall'accelerazione di particelle su traiettorie lineari (LINAC). I primi LINAC generavano fasci che avevano un campo fisso, al più modulabile attraverso schermi in lega bassofondente⁴ da inserire in appositi supporti montati sul *gantry* e avevano una fluenza costante.

Oggi è possibile:

- modificare l'angolo di ingresso del fascio rispetto al paziente ruotando la testata del LINAC
- modificare l'uscita del fascio grazie a dei collimatori multilamellari posti sulla testata del LINAC
- modificare la fluenza del fascio

Tutte queste attività possono essere svolte dall'acceleratore anche durante l'erogazione e sono fondamentali per le tecniche denominate IMRT⁵ e l'IMAT⁶ come la VMAT e il RapidArc.^[1] Quest'ultime sono due procedure radioterapiche che, attraverso la rotazione del *gantry* e la variazione della collimazione, riescono a minimizzare la dose ai tessuti sani. L'IMRT è caratterizzata da una fluenza non uniforme. Il fascio di radiazione è erogato ad angoli di gantry fissi, una volta posizionato il gantry l'erogazione è modulata dal movimento di collimatori e lamelle e nella fluenza. Con questa tecnica si possono erogare dosi anche su volumi complessi, che prevedono zone concave o convesse e si

⁴Lega solitamente di cadmio, piombo, bismuto

⁵Intensity Modulated RadioTherapy

⁶Intensity Modulated Arc Therapy, il cui nome commerciale per l'Elekta è VMAT

può fornire una dose maggiore a una parte del volume irraggiato (*concomitant boost*). L'IMAT, che in seguito sarà chiamata con il nome commerciale delle macchine Elekta VMAT, sfrutta un ulteriore miglioramento della tecnica che permette di erogare, con grande precisione, anche a *gantry* rotante e con variazione del dose rate. Il passaggio da IMRT a VMAT consente una riduzione dei tempi di erogazione e delle MU⁷ fornite.^[2]

Le tecniche VMAT e IMRT sono possibili grazie al miglioramento delle capacità di calcolo e nell'ottimizzazione degli algoritmi usati nella pianificazione dei trattamenti (TPS) che permettono non solo di stabilire la dose che riceve ogni singolo voxel irradiato ma permettono anche di ottimizzare la fluenza erogata durante il trattamento.^[2] Questo tipo di ottimizzazione si realizza mediante *inverse planning* che, ponendosi come obiettivo quello di dare al PTV⁸ la dose richiesta, crea una serie di fasci erogabili in funzione dei limiti di dose agli organi a rischio.

Nel nuovo ospedale "San Jacopo" di Pistoia è stato installato un acceleratore lineare per trattamenti radioterapici volumetrici: il Synergy Agility dell'Elekta.

Lo scopo di questa tesi è di analizzare il processo del *commissioning* di un LINAC per uso clinico e, parallelamente, del TPS utilizzato con particolare attenzione su quegli aspetti che più interessano la VMAT. Tutte le misurazioni fatte durante il *commissioning* del LINAC, quali acquisizioni di PDD⁹ e profili e misure di dosimetria assoluta, sono state eseguite seguendo le disposizioni internazionali dell'IAEA 398^[3] e pertanto verranno riportati i risultati delle misure senza però descrivere in dettaglio le procedure di acquisizione.

Nel primo capitolo sarà descritto l'acceleratore utilizzato completo di tutta la strumentazione necessaria per i trattamenti IMRT e VMAT. Saranno qui descritti tutti i sistemi di controllo per immagini e tutti i sistemi IGRT¹⁰ per il posizionamento del paziente che sono disponibili a corredo del LINAC Elekta Synergy Agility.

Nel secondo capitolo verrà descritto il sistema di TPS utilizzato con particolare attenzione alla modellizzazione della macchina nel TPS e le misure necessarie effettuate durante il *commissioning*.

⁷Unità Monitor

⁸Volume Tumorale per la Pianificazione del trattamento radioterapico

⁹Misure di dose in profondità

¹⁰Image Guided RadioTherapy

Nel terzo capitolo saranno analizzati i dati per la validazione del sistema di planning per tecniche 3D conformazionali, IMRT e VMAT e tutte le verifiche fatte sul TPS stesso.

Nel quarto capitolo sarà sviluppato un sistema di verifica delle prestazioni del LINAC quali il funzionamento dell'MLC¹¹ e del *gantry* e la qualità del fascio e, contestualmente, il protocollo da utilizzare per i futuri controlli di tali parametri. Infine sarà descritto il *commissioning* del sistema di verifica per il controllo della bontà dei piani di trattamento in tecnica dinamica e verranno riportati i risultati di alcuni controlli per i piani di trattamento clinici con tecniche IMRT e VMAT.

¹¹Collimatore MultiLamellare

Capitolo 1

Descrizione di un LINAC per VMAT

1.1 La testata

La testata Agility dell'acceleratore Synergy dell'Elekta costituisce un sistema di riferimento costituito da 3 assi:

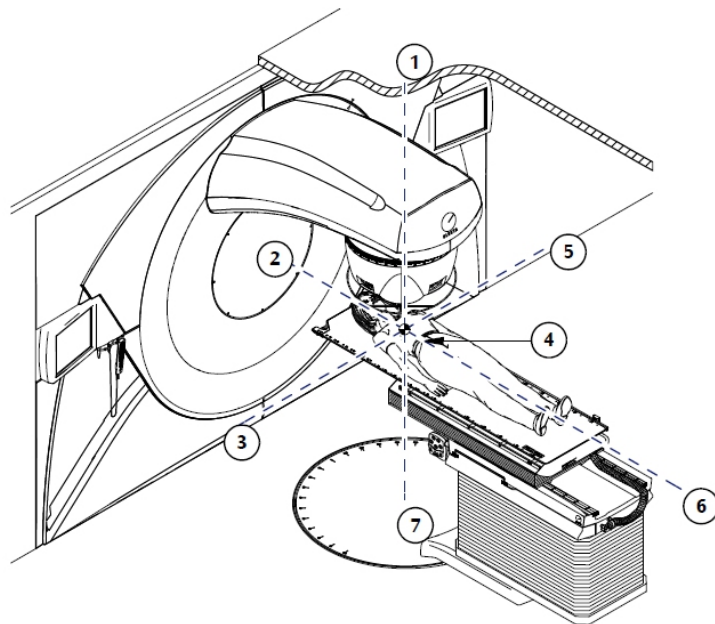


Figura 1.1: Sistema di coordinate dell'acceleratore^[4]

Gun-Target lungo la direzione che attraversa dalla testa ai piedi un ipotetico paziente posto supino sul lettino con la testa verso il LINAC, da 2 a 6 nell'immagine 1.1

Left-Right lungo la direzione che attraversa da destra a sinistra un ipotetico paziente posto supino sul lettino con la testa verso il LINAC, da 3 a 5 nell'immagine 1.1

Top-Bottom lungo la direzione che attraversa la stanza dal soffitto al pavimento, da 1 a 7 nell'immagine 1.1

Il centro di questo sistema di riferimento coincide con l'isocentro dell'acceleratore nell'immagine 1.1 è indicato con il 4.

Il Synergy è un LINAC dell'Elekta caratterizzato da una testata, Agility, con i collimatori lungo una sola direzione: la direzione *gun-target*, nella direzione perpendicolare (*left-right*) si hanno solo lamelle. Il campo di radiazione massima per questa testata è di $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a 1 metro dal fuoco.¹

Le differenze principali tra un MLC standard e l'Agility sono evidenziate in figura 1.2.

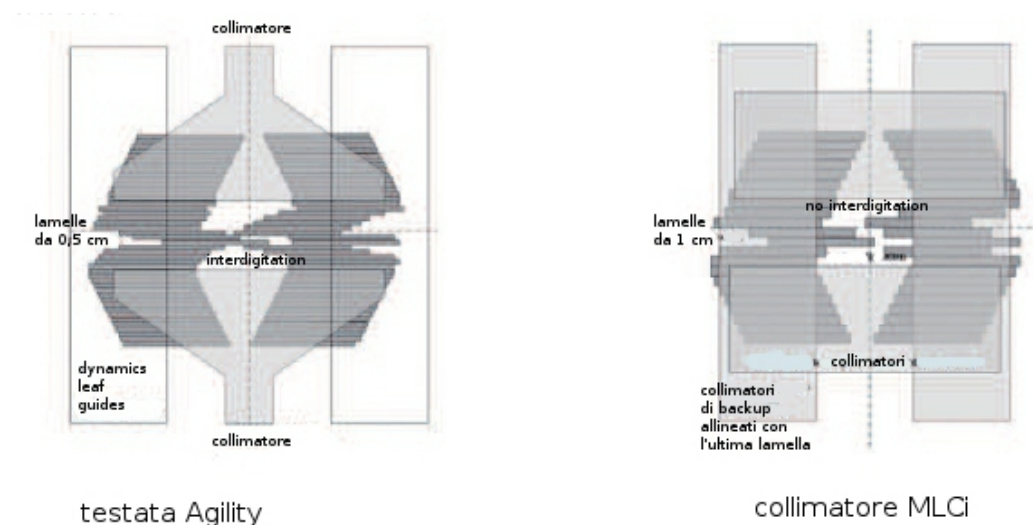


Figura 1.2: Confronto tra l'Agility Elekta e un MLC

Le 160 lamelle hanno uno spessore tale da rendere minima la trasmissione del fascio, pertanto non è necessaria la presenza di collimatori lungo l'asse

¹In tutte le dimensioni dei campi si indica, per convenzione, a prima la direzione *inplane* e poi quella *crossplane* e normalmente entrambi i lati sono dati in centimetri. Per i fasci di fotoni il campo è definito sul piano dell'isocentro (distanza dal fuoco pari a 100 cm) mentre per i fasci di elettroni il campo è definito al termine dell'applicatore a una distanza di 95cm dal fuoco.

delle lamelle, *asse x*. Esse hanno una larghezza di 0,5 cm ciascuna e si muovono ad una velocità massima di 3,5 cm/s. Le lamelle possono assumere posizioni tali da formare "isole" di campo. L'interdigitazione è un aspetto fondamentale per i trattamenti VMAT. Un intero banco di lamelle può essere spostato in contemporanea attraverso l'ausilio dei *dynamic leaf guard*, in tal caso la velocità aumenta fino a 6,5 cm/s.

Lungo la direzione perpendicolare, *asse y*, ci sono solamente i due collimatori che possono spostarsi ad una velocità massima di 9 cm/s.

L'assenza del collimatore lungo la direzione x permette una maggior velocità di variazione del campo irradiato, ciò rende questo acceleratore ottimizzato per i trattamenti VMAT. Le caratteristiche principali della testata dell'Agilty sono riassumibili nella tabella 1.1

Caratteristica	Dimensioni
Campo massimo	40x40 cm ²
Larghezza delle lamelle	0,5 cm
Spostamento delle lamelle dall'asse centrale	da -15 a 20 cm
Spostamento dei collimatori rispetto l'asse centrale	da -12 a 20 cm
Spessore delle lamelle	9 cm
Velocità lamellare massima	3,5 cm/s
Massima velocità dei collimatori	9 cm/s
Massima velocità del gantry	5,5 °/s

Tabella 1.1: Specifiche della testata^[5]

I Fasci

In questo acceleratore è possibile utilizzare 3 energie di fasci di Fotoni e 5 diverse energie di fasci di elettroni. In particolare è possibile scegliere tra:

- Fotoni da 6 MV
- Fotoni da 10 MV
- Fotoni da 15 MV
- Elettroni da 4 MeV
- Elettroni da 6 MeV

- Elettroni da 9 MeV
- Elettroni da 12 MeV
- Elettroni da 15 MeV

I fasci di fotoni possono essere modificati attraverso un filtro a cuneo da 60° in tal caso il massimo campo disponibile si riduce a $30 \times 40 \text{ cm}^2$.

I fasci di elettroni ricoprono campi diversi in funzione dell'applicatore usato. Sono disponibili i seguenti applicatori:

- $4 \times 4 \text{ cm}$
- $6 \times 6 \text{ cm}$
- $10 \times 10 \text{ cm}$
- $14 \times 14 \text{ cm}$
- $20 \times 20 \text{ cm}$
- $25 \times 25 \text{ cm}$

Nonostante la diversità dei fasci a disposizione nel macchinario al fine di questo lavoro si considererà maggiormente il fascio di fotoni da 6 MV poiché è quello maggiormente utilizzato per l'attività clinica.

Tale scelta è motivata da quanto riportato in letteratura.^[6] L'utilizzo di alte energie causa produzione neutronica che, in certi casi, non può essere trascurabile. Tra le energie più basse i 6 MV permettono una corretta copertura del target a discapito di una maggior zona irradiata a basse energia controbilanciata, però, da una limitazione delle zone sane irraggiate attraverso l'uso della VMAT. In generale si è visto che l'uso di alte energie non apportano maggiori benefici dell'uso dei 6 MV.

1.2 iView

Uno degli accessori disponibili con l'Elekta Synergy è il sistema di imaging portale. Il sistema di *imaging* è costituito da un pannello di diodi in silicio amorfo collegati a un piayyo scintillatore. Al fine di non irraggiare l'elettronica è consentito irraggiare la superficie con un campo massimo di $26 \times 26 \text{ cm}$. Il detettore può essere spostato ovunque all'interno di un campo $40 \times 40 \text{ cm}$ al fine di avere l'immagine della zona di maggior interesse ed, eventualmente, di unire più immagini al fine di avere un'immagine finale maggiore di 26×26 .

Il sistema permette di acquisire immagini di setup e risulta estremamente utile per valutare l'allineamento del paziente.

Tale dispositivo permette di effettuare numerosi controlli sul fascio, in particolare sarà usato il pannello dell'iView per i controlli geometrici dell'MLC e di perpendicolarità del fascio.

Una volta caratterizzato il pannello e attraverso l'uso di opportuni software è possibile utilizzare l'iView per i controlli dosimetrici in vivo.

1.3 XVI

L'acceleratore dispone di un tubo radiogeno a kilovoltaggio e del relativo pannello per l'acquisizione di immagini per il corretto posizionamento del paziente. Il pannello, che ha una superficie di 40,96x40,96 cm², può essere messo su tre diverse posizioni in funzione del FOV²: la posizione **S** per il campo piccolo, la posizione **M** per quello medio e la posizione **L** per il campo di vista grande.

Utilizzando il campo di vista piccolo si ha un FOV massimo di 270 mm il che permette di fare acquisizioni volumetriche con una rotazione minima di 200°. Il diametro massimo nelle altre modalità è di 410 mm per il campo medio e di 500 mm per il campo grande. Le acquisizioni volumetriche di FOV medi o grandi necessitano di una rotazione completa.

Tale sistema permette:

- di acquisire immagini planari 2D statiche
- di acquisire una sequenza di immagini planari 2D acquisite a gantry fisso o rotante
- un'acquisizione volumetrica per la comparazione con immagini tc (*cone beam*)
- grazie all'opzione Symmetry, un'acquisizione 4D in cui si acquisisce molto lentamente una tc e, in fase di ricostruzione, si ricostruisce le varie fasi del respiro del paziente analizzando la posizione del diaframma grazie all'analisi dei gradienti di toni di grigio. I dati standard di questa acquisizione prevedono una rotazione del gantry di 200° ad una velocità di 50°/minuto in modo da avere 1400 immagini da suddividere in 10 fasi respiratorie.

In particolare il segnale respiratorio viene estratto dai dati di proiezione 2D e convertito in segnale di fase. Si ottengono così più serie, ognuna

²Field Of View

relativa ad una fase del respiro, contenenti le immagini di proiezione 2D ordinate. Ogni serie è poi ricostruita attraverso un algoritmo per ottenere serie di immagini di *cone beam CT* 3D concatenate in un'immagine *Cone Beam CT* 4D.

Dalla fusione rigida delle immagini così acquisite con quelle recuperate dalla TC di centraggio il software collegato all'XVi fornisce gli spostamenti necessari per il giusto posizionamento del paziente. Il sistema di coordinate usato, come mostra la figura 1.3, è analogo a quello dell'acceleratore. Per un sistema di lavoro più fluido è possibile inviare, grazie all'installazione del Synergistiq³, gli spostamenti al lettino ed eseguirli automaticamente e registrarli nel sistema di *record and verify*.

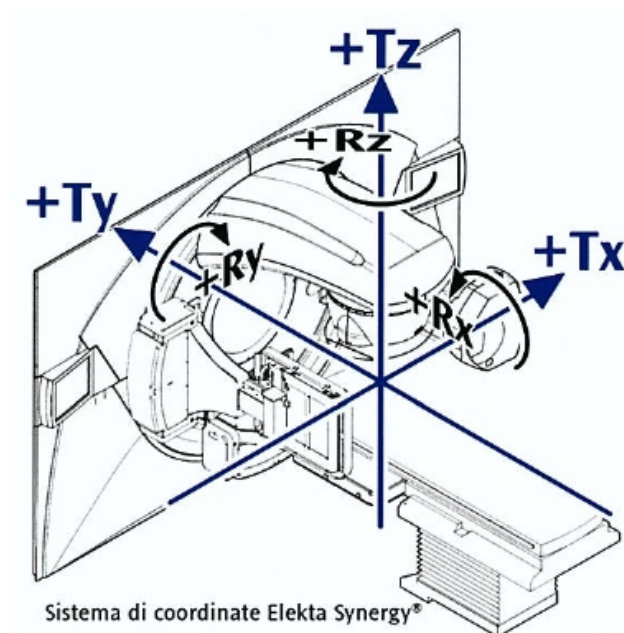


Figura 1.3: Sistema di coordinate dell'XVi

1.4 Hexapod

L'Hexapod è un sistema costruito con lo scopo di ottenere il miglior posizionamento possibile del paziente. Esso è costituito da diverse componenti:

³Il Synergistiq è un'opzione che permette di ottimizzare il flusso di lavoro tra l'XVi e il sistema di *record and verify* Mosaic

- l'*HexaPOD evo Couchtop* che viene integrato al lettino di trattamento e consente spostamenti di traslazione e rotazione attorno ai tre assi ottenendo così 6 gradi di libertà
- il sistema *iGuide* che è a sua volta costituito da un supporto specifico che ha dei reperi radioopachi per il controllo della posizione del lettino e una videocamera ad infrarosso in grado di trasferire i dati necessari ad un opportuno software per ottenere gli spostamenti.

Il piano dell'*HexaPOD evo Couchtop* è il lettino in fibra di carbonio su cui si troverà il paziente. Conoscere le caratteristiche del lettino è fondamentale per poter valutare, attraverso il TPS, come trasmissione del lettino stesso influenzi il trattamento.

Il piano del lettino è in fibra di carbonio e la sua rappresentazione schematica è mostrata in figura 1.4. Le specifiche tecniche dichiarano che l'attenuazione del lettino è del 2,4% per i fasci a 6 MV e dell'1,9% per i fasci a 10 MV.

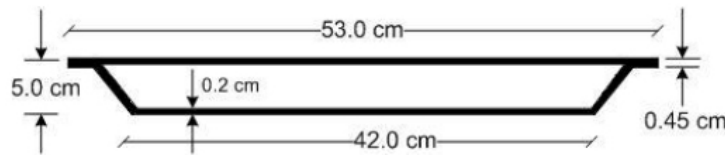


Figura 1.4: Schema del lettino di trattamento

Anche l'Hexapod ha un suo sistema di riferimento che è visibile in figura 1.4

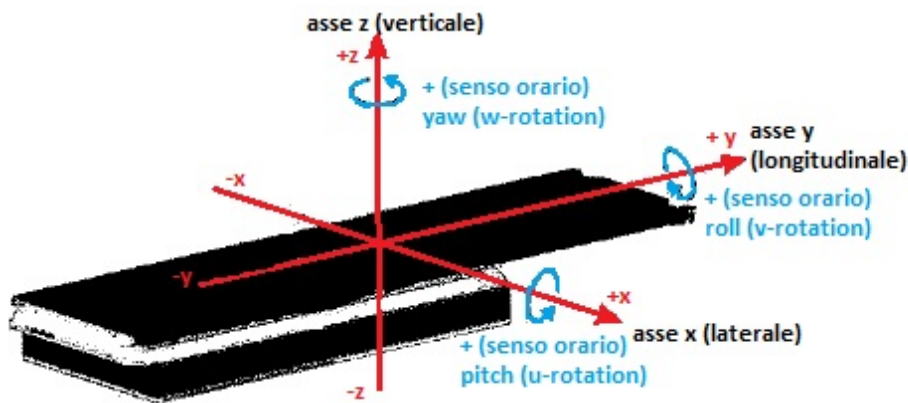


Figura 1.5: Sistema di coordinate dell'Hexapod

In particolare si nota che:

- l'asse x è positivo verso la sinistra del paziente supino con testa verso l'acceleratore
- l'asse y è positivo verso il gantry
- l'asse z è positivo verso l'alto

Capitolo 2

Sistema di *Planning* (TPS) e dosimetria clinica

2.1 Pinnacle

Pinnacle è un sistema di pianificazione di piani di trattamento (TPS) che permette di realizzare i piani per radioterapia conformazionale, IMRT e VMAT.

Nella radioterapia conformazionale si utilizza la pianificazione diretta che permette di calcolare la distribuzione di dose assorbita in funzione dei campi pianificati. La VMAT e l'IMRT richiedono un procedimento differente: l'*inverse planning*. Attraverso l'impostazione di volumi target, e quindi degli obiettivi di dose, e limiti di dose agli organi a rischio il TPS modula i diversi campi al fine di ottimizzare la distribuzione di dose.

Pinnacle si basa sulla creazione di una matrice che definisce l'energia totale rilasciata per unità di massa (TERMA), tale matrice è alla base di ogni calcolo di distribuzione di dose utilizzato. In particolare per i piani in conformazionale si può scegliere tra due algoritmi per la distribuzione dovuta ad un fascio di fotoni. Il primo, *Adaptive Convolution Superposition*, si basa sulla Fast Fourier Transform e permette una valutazione della distribuzione della dose in base alle variazioni del TERMA. Tale procedimento pur essendo rapido è poco preciso.^[7]

Molto più accurato è la *Collapsed Cone Convolution Superposition (CCCS)*, che valuta tridimensionalmente la dose partendo dal TERMA e dalla modellizzazione della fluenza dell'energia tenendo conto dello scatter laterale e della contaminazione elettronica.

Per velocizzare la computazione del piano IMRT Pinnacle usa il metodo *Delta Pixel Beam*, che è un ibrido tra l'algoritmo *pencil beam*, in cui il fascio

è ipotizzato essere estremamente piccolo, e il metodo CCCS. Tale metodo è meno accurato ma permette di determinare velocemente la variazione di fluensa di ogni fascio, solo una volta avvenuta la prima valutazione si ha un calcolo della dose migliore attraverso la CCCS.

Per la creazione di piani IMRT e VMAT Pinnacle sfrutta la *Direct Machine Parameter Optimization* (DMPO)^[8].

La DMPO usa un modello basato sul concetto per cui la fluensa è funzione della posizione delle lamelle e del peso dei singoli segmenti in cui è suddivisa l'erogazione. L'ottimizzazione avviene attraverso due step principali: le primissime iterazioni definiscono alcuni punti di controllo secondo le richieste dell'utente, nelle ultime iterazioni vengono perfezionati i pesi dati ad ogni segmento e la posizione delle singole lamelle in funzione delle possibilità tecniche del LINAC. L'uso di un algoritmo quadratico, in luogo di uno lineare, permette di programmare l'IMRT considerando un alto numero di *constraints*, ossia di limiti di dose agli organi sani.

L'algoritmo utilizzato da Pinnacle per modellizzare la distribuzione della dose si basa su diversi fattori^[9]:

- la modellizzazione dell'energia incidente
- lo scattering nella testata
- stima dell'energia totale rilasciata per unità di massa
- modellizzazione dei modificatori di fascio quali filtri a cuneo
- valutazione tridimensionale del rilascio di dose dovuto a scatter laterale

Questi parametri sono estrapolati dall'analisi di diverse misure effettuate in fase di *commissioning* dei vari fasci a disposizione.

2.2 Modellizzazione della macchina

Per ottenere la distribuzione di dose erogata è fondamentale per il TPS conoscere nel dettaglio tutti i fattori che possono modificare il fascio, la maggior parte di questi sono all'interno della testata del LINAC. La modellizzazione del TPS deve quindi seguire una procedura definita dal sistema per ottenere le informazioni necessarie.

La descrizione del sistema prevede che si inseriscano i dati come il numero, la larghezza, lo spessore e la velocità di spostamento delle lamelle e circa la geometria dei collimatori.

Il primo ostacolo è quello di adattare la macchina standard presente su Pinnacle alla testata di un Agility in quanto questa prevede la presenza di 4 collimatori mentre il nostro acceleratore ha i collimatori solo lungo l'asse y e non li ha nella direzione delle lamelle. Tale ostacolo è stato oltrepassato chiedendo un'opportuna macchina preimpostata su Pinnacle, che è poi stata modificata secondo le specifiche necessarie. In particolare, in base ai dati forniti da Elekta e a quelli acquisiti si sono dovuti valutare diversi parametri. I seguenti hanno richiesto particolare attenzione.

Curvatura finale delle lamelle La parte finale delle lamelle è, di norma, leggermente arrotondata come mostra la figura 2.1(a); questo incide sulla penombra del campo.

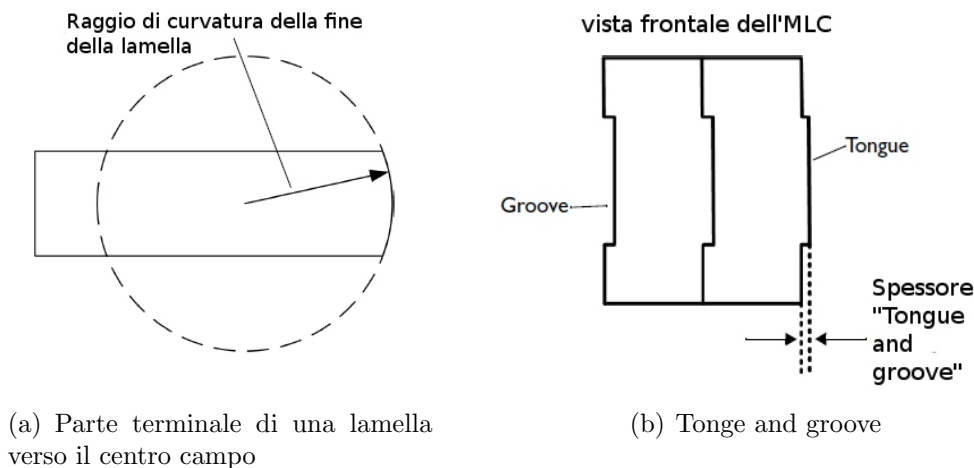


Figura 2.1: Rappresentazione delle caratteristiche delle lamelle

Tongue and groove Con la dicitura inglese *Tongue and groove* si indica lo spessore di sovrapposizione tra due lamelle affiancate, come mostra la figura 2.1(b). Nella maggior parte degli MLC il lato delle lamelle parallelo al fascio forma una sorta di piccolo dente che va ad inserirsi all'interno della lamella accanto, questo viene fatto per minimizzare la trasmissione del fascio tra una lamella e l'altra.

Nella testata dell'Agility non esiste il "dente" tra due lamelle contigue per ovviare a ciò le lamelle sono inclinate leggermente lungo la direzione parallela all'asse del fascio. Tale inclinazione impedisce la trasmissione interlamellare.^[10]

Trasmissione di fuga interlamellare La trasmissione interlamellare non è data solo dal *tongue and groove* ma anche dalla distanza che intercorre tra una lamella e la vicina. Tale distanza, che è necessaria per ridurre l'attrito durante il movimento delle stesse, per una testata Agility è pari a $90\text{ }\mu\text{m}^{[4]}$ e la percentuale di trasmissione del fascio attraverso il *multileaf* è stato valutato attraverso l'acquisizione delle code dei profili.

2.3 Misure Richieste dal TPS

Ogni TPS richiede misure particolari per modellizzare i fasci e ciò dipende anche dal tipo di algoritmo utilizzato. Le misure richieste da Pinnacle per i fasci di fotoni sono:

- PDD delle diverse energie per individuare lo spettro energetico e la contaminazione elettronica
- Profili per determinare l'energia incidente nel fascio
- Code dei profili per determinare la dose dovuta a scatter e la trasmissione delle *jaws* e delle componenti della testata
- Diversi profili con aperture differenti di MLC per verificare l'accuratezza delle aperture del collimatore multilamellare
- Misure di Output Factor
- Misure di Wedge Factor

Sono richieste pertanto misure di PDD fino a 25 cm di profondità sull'asse centrale con un passo minimo di 2 mm a SSD¹ 90 cm oppure 100 cm per i seguenti campi:

- 2x2 cm
- 3x3 cm
- 5x5 cm
- 10x10 cm
- 20x20 cm
- 30x30 cm

¹Distanza sorgente superficie

- 20x5 cm
- 5x20 cm
- 40x40 cm (campo massimo possibile)

Le misure dei profili di fasci di fotoni devono essere acquisite con una risoluzione di 2 mm, a SSD 90 cm oppure 100 cm alle profondità di d_{\max}^2 , 5 cm, 10 cm e 20 cm. Le code devono essere acquisite per almeno 2 cm al di fuori del fascio. Le misure devono essere fatte per i seguenti campi aperti:

- 2x2 cm
- 3x3 cm
- 5x5 cm
- 10x10 cm
- 20x20 cm
- 30x30 cm
- 20x5 cm
- 5x20 cm
- 40x40 cm (campo massimo possibile)

Le stesse misure fatte a campo aperto vanno eseguite anche con il filtro a cuneo, in luogo del campo 40x40 è stato acquisito il campo 30x40, campo massimo con il *wedge*.

Per gli elettroni è necessario acquisire PDD e profili per ogni energia e per ogni applicatore a diverse profondità e in aria. Tali misure saranno analizzate in questo lavoro solo in minima parte.

2.4 Setup per l'acquisizione dei dati

2.4.1 I Rivelatori

Tutto il *commissioning* è stato effettuato, secondo il protocollo IAEA 398^[3], utilizzando un fantoccio ad acqua e una serie di rivelatori quali camere a ionizzazione e rivelatori a stato solido. Tutte le camere a ionizzazione utilizzate sono della PTW ed hanno un certificato di taratura per dose assorbita in acqua.

²Profondità alla quale si ha il massimo di dose, tale valore può essere estrapolato dalla curva dose profondità

La farmer (TW30013) è una camera a ionizzazione cilindrica con un volume sensibile approssimativamente sferico pari a $0,6 \text{ cm}^3$. Il grande volume sensibile di questa camera permette l'utilizzo della stessa per misure di dosimetria assoluta di fasci di fotoni.

L'advanced markus (34045) è una camera a ionizzazione a facce piane e parallele che permette la misura di fasci di elettroni. Il volume sensibile è pari a $0,02 \text{ cm}^3$. Il punto effettivo di misura è $1,06 \text{ mm}$ al di sotto della superficie. Viste le sue caratteristiche, è stata utilizzata per la dosimetria assoluta degli elettroni.

La semiflex (TW 31010) è una camera a ionizzazione cilindrica con un volume sensibile approssimativamente sferico pari a $0,125 \text{ cm}^3$ centrato lungo il suo asse a $4,5 \text{ mm}$ dalla punta. La sua geometria fornisce una risoluzione spaziale uniforme lungo i 3 assi. Questa camera è stata utilizzata per campi di fotoni tra $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Come da disposizioni IAEA^[3], par 6.7 nell'analisi delle misure delle PDD verrà considerato che il punto effettivo di misura nelle camere a ionizzazione è $0,6$ volte il raggio al di sopra del centro geometrico. In tal caso si effettuerà quindi uno spostamento pari a $1,65 \text{ mm}$.

La PinPoint 3D è una camera a ionizzazione cilindrica con un volume sensibile di $0,016 \text{ cm}^3$ centrato lungo il suo asse a $2,4 \text{ mm}$ dalla punta. Essa, alimentata a 400 V , è stata utilizzata per misure relative di dose nell'acquisizione di PDD e Profili di campi di fotoni fino a campi di $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Come da disposizioni IAEA^[3], par 6.7 nell'analisi delle misure delle PDD verrà considerato che il punto effettivo di misura nelle camere a ionizzazione è $0,6$ volte il raggio al di sopra del centro geometrico. In tal caso si effettuerà quindi uno spostamento della camera pari a $0,87 \text{ mm}$ verso il basso. Questa camera è stata utilizzata anche per misure di dose assolute per il controllo del TPS.

Il diodo E (TW 60017) è studiato per ottimizzare la misura di dose per qualsiasi campo di elettroni e per campi di fotoni non più grandi di $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Vista la sua dimensione, ha un volume sensibile nominale di $0,03 \text{ mm}^3$, ha un'alta risoluzione spaziale. A differenza degli altri rivelatori utilizzati il DiodoE non è acqua equivalente e ha una diversa risposta alla radiazione diffusa ma la sua risoluzione spaziale, unita alla sensibilità, lo rende particolarmente vantaggioso nelle misure di zone ad alto gradiente come possono essere le penombre.

Il rivelatore a diamante (MicroDiamond type 60019) è costituito da un singolo cristallo di diamante. La sua caratteristica principale è l'alta risoluzione spaziale che permette una misura precisa delle penombre in campi piccoli. Il suo volume sensibile è di $0,004 \text{ mm}^3$, circolare, con raggio pari a $1,1 \text{ mm}$ e spessore di $11 \mu\text{m}$. In acqua la sua risposta direzionale è dello $0,9\%$ per incidenza radiale e dell' 1% per incidenza assiale. Il rivelatore a diamante è considerato perfettamente acqua-equivalente.

Attraverso il rivelatore a diamante è possibile effettuare una dosimetria relativa di fasci di fotoni tra 100 kV e 25 MV ed elettroni tra 6 MeV e 25 MeV per campi compresi tra $1 \times 1 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

L'ospedale non dispone di un rivelatore a diamante ma la possibilità del suo utilizzo ci è stata fornita a seguito dell'adesione a un progetto dell'AIFM focalizzato sulla misura di campi piccoli.

2.4.2 Il fantoccio

Per le misure di dosimetria è stata utilizzata una vasca in perspex riempita d'acqua. In questa vasca è inserito un sistema di movimentazione di una camera lungo le 3 direzioni degli assi che viene gestito sia da un *pendant* all'interno del bunker che da un software specifico: "Mephysto".

La comunicazione di "Mephysto" con il sistema di movimentazione passa attraverso l'elettrometro "Tandem" così che il programma è in grado di conoscere sia la posizione del rivelatore sia la corrente misurata dalle due camere ad esso collegate.

La vasca ha un suo sistema di riferimento, visibile nell'immagine 2.2:

- A: direzione sinistra-destra di un ipotetico paziente supino sul lettino con la testa verso la testata dell'acceleratore (direzione *crossplane* del LINAC)
- B: direzione soffitto-pavimento (lungo l'asse del fascio a *gantry* 0°)
- C: direzione testa-piedi di un ipotetico paziente supino sul lettino con la testa verso la testata dell'acceleratore (direzione *inplane*)

L'origine di questo sistema di riferimento è posto in modo tale che il centro geometrico del rivelatore sia lungo l'asse del fascio al pelo dell'acqua.

2.4.3 Gli elettrometri

I rivelatori sono collegati a un elettrometro che acquisisce anche il segnale e, quando vi si collega una camera a ionizzazione, permette di alimentarla. Per le misure effettuate sono stati utilizzati due elettrometri differenti:

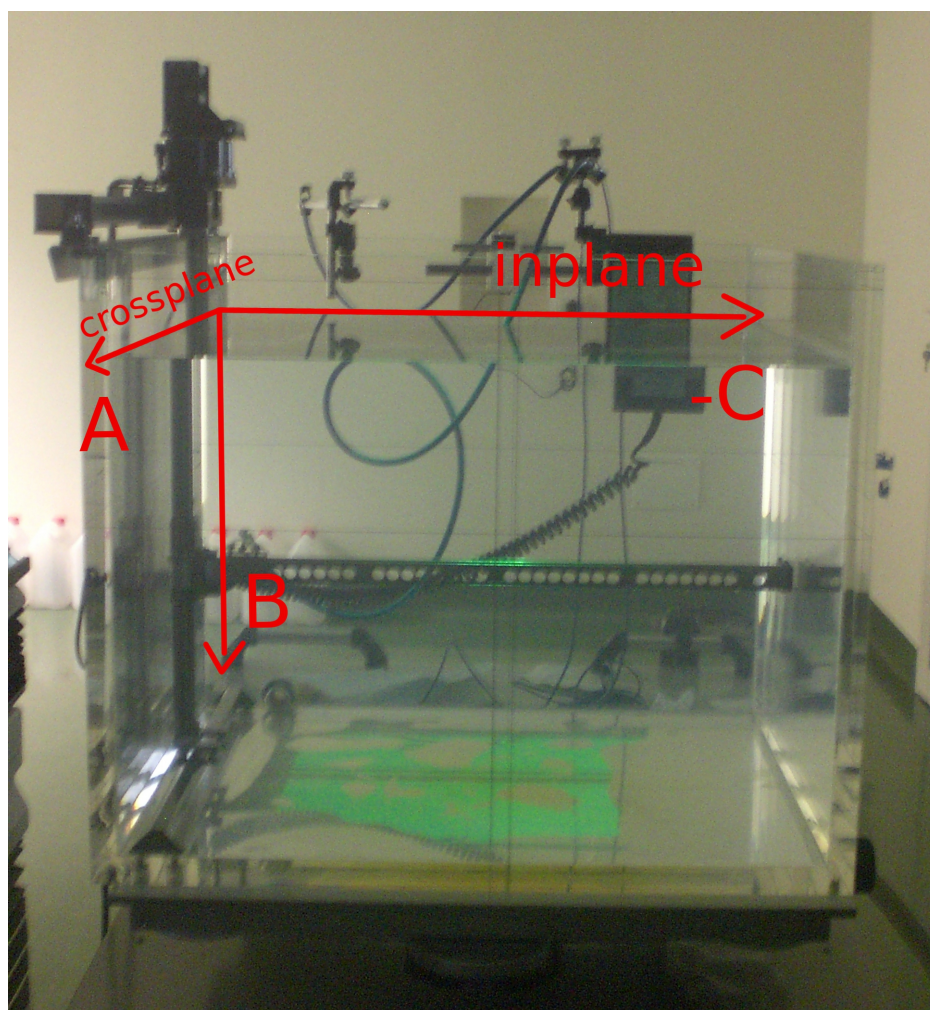


Figura 2.2: Sistema di riferimento del fantoccio ad acqua

- Tandem
- UnidosE

L'elettrometro Tandem è un elettrometro a doppio canale che permette di fare misure, anche di piccole correnti, attraverso due camere a ionizzazione in contemporanea. Una camera è montata sul braccio mobile del fantoccio ed è usata per la misura nel punto richiesto. La seconda camera è posta in aria, in un punto del campo tale da non interferire con la misura dell'altra camera ma avere una misura costante della radiazione. Quest'ultima camera, chiamata *reference* è necessaria per normalizzare la misura ed eliminare piccole variazioni dell'output del fascio.

Tale elettrometro è stato utilizzato per acquisire le misure di dose relativa, quali profili e PDD nel fantoccio ad acqua.

L'elettrometro UnidosE ha una risoluzione massima di 1 fA, la sua alta risoluzione ci ha permesso di far misure di dose assoluta anche con la pinPoint, il cui volume estremamente ridotto permette misure di correnti dell'ordine dei pA. Attraverso l'elettrometro è possibile alimentare il rivelatore ad esso collegato con un voltaggio tra 0V e 400V ed è possibile invertire la polarizzazione di alimentazione.

L'UnidosE è certificato per misure di dosimetria assoluta.

2.4.4 Il software di acquisizione: "Mephysto"

Il sistema di movimentazione presente nella vasca per le misure in acqua e l'elettrometro Tandem sono collegati a un computer. Attraverso il software Mephysto è possibile gestire il movimento del rivelatore e l'acquisizione delle misure così che, una volta centrata la camera, si possano facilmente ottenere le misure di profili e di PDD richieste. Per l'acquisizione della misura è possibile stabilire svariati parametri come il tempo di misura, la direzione di misura, la distanza tra due punti consecutivi variandola nelle diverse zone della curva acquisita.

Lo stesso programma permette anche una prima analisi delle misure acquisite; in particolare calcola secondo vari protocolli, fra cui il TRS398^[3]:

- Simmetria del fascio
- Flatness del fascio
- CAX³
- fattori di qualità del fascio

2.4.5 Modalità di acquisizione dei dati

Il *commissioning* di un acceleratore prevede che i fasci utilizzati vengano caratterizzati sia dal punto di vista "geometrico" che dosimetrico. Per far ciò si sono fatte due tipi di misura: dosimetria relativa ed assoluta. Tutte le misure sono state effettuate in una vasca ad acqua secondo le norme di buona tecnica previste dall'IAEA 398^[3].

³Center of Axis

Dosimetria relativa

La dosimetria relativa prevede che non si faccia una misura di dose ma che si sfrutti il rapporto tra valori di carica misurata per ottenere l'informazione necessaria. Tra la dosimetria relativa si può parlare di misure a scansione per le acquisizioni di profili e PDD e di misure puntuali per le acquisizioni di *output facto* e *wedge factor*.

La dosimetria relativa a scansione prevede che non si faccia una misura di carica ma che, attraverso l'utilizzo di due rivelatori, si misuri il rapporto di carica misurata dagli stessi. La normalizzazione della misura rispetto ad un valore acquisito nello stesso momento a bordo campo serve per minimizzare la dipendenza della misura dalle variazioni dell'output del fascio.

In queste misure si è collegato all'elettrometro "Tandem":

- una camera a ionizzazione Semiflex posta all'interno del campo in un punto che non interferisse con l'altro rivelatore, camera *reference*
- una camera a ionizzazione o un diodo per la misura del profilo o della PDD.

La disposizione delle camere diventa chiara osservando l'immagine 2.3.

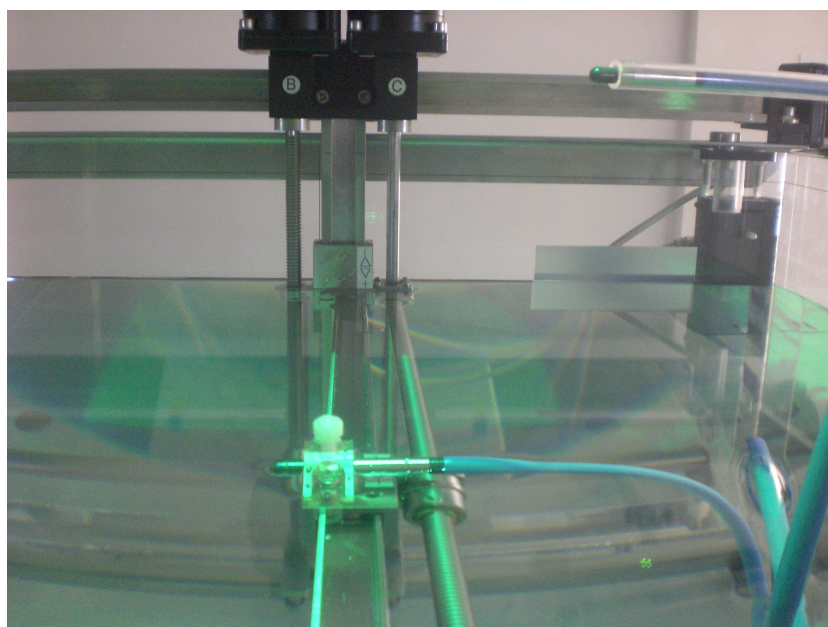


Figura 2.3: Foto delle rivelatore e della reference montate nella vasca ad acqua

Poiché per avere la misura di riferimento è necessario poter inserire all'interno del campo sia il rivelatore di misura che la camera usata come riferimento, per campi piccoli è necessario fare misure di dosimetria relativa con un solo rivelatore, in questi casi si normalizza al valore misurato al centro dell'asse o al massimo valore misurato.

I profili sono stati fatti lungo gli assi gun-target (*inplane*) e left-right (*crossplane*) a SSD=100 cm e a diverse profondità. Le profondità cui acquisire le misure, nonché la distanza dei punti acquisiti e l'ampiezza dei profili sono stati determinati dalle richieste del protocollo internazionale e dalle necessità del TPS che dovrà essere utilizzato. Si è pertanto deciso che:

- il passo del profilo sarà di 2 mm lungo la parte piatta e sulle code e di 1 mm nella spalla
- il tempo di misura sarà di 1 secondo qualora il campo sia abbastanza grande da permettere l'uso della reference, sarà di 2 secondi qualora non si utilizzerà la reference
- la lunghezza delle code sarà di almeno 5 cm per lato

Le misure dei profili sono state effettuate sia per i fasci di fotoni che di elettroni. In particolare:

Per i fotoni sono stati acquisiti i profili lungo le direzioni gun-target e left-right a SSD=100 cm e profondità pari a 10 cm^[3] dei campi:

- 2 cm x 2 cm
- 3 cm x 3 cm
- 5 cm x 5 cm
- 20 cm x 5 cm
- 5 cm x 20 cm
- 10 cm x 10 cm
- 20 cm x 20 cm
- 30 cm x 30 cm
- 40 cm x 40 cm

Sono poi stati acquisiti i profili lungo la direzione gun-target dei fasci modificati dal wedge di 60° presente nella testata per i campi:

- 5 cm x 5 cm
- 10 cm x 10 cm
- 20 cm x 20 cm
- 30 cm x 30 cm
- 40 cm x 30 cm, massimo campo possibile con il wedge

Per gli elettroni sono stati acquisiti profili inplane e crossplane a SSD 100^[3] alle profondità di:

- $R_{90}/2$
- z_{ref} ⁴
- R_{90}
- R_{70}
- R_{50} ⁵
- R_p+20 mm⁶

La misura a R_p+20 mm è stata effettuata per valutare il contributo dei fotoni alla dose assorbita dovuta al fascio di elettroni.

Tutte le misure sono state fatte con tutti gli applicatori disponibili.

Le PDD sono state effettuate lungo l'asse del fascio, sia per i fotoni che per gli elettroni, a SSD=100cm per gli stessi campi di cui sono stati acquisiti i profili.

Le misure puntuali sono state fatte con un solo rivelatore e sono state considerati i valori di corrente misurati attraverso l'elettrometro UnidosE. In tal modo sono stati misurati i seguenti fattori.

Gli output factor determinano il rapporto tra le dosi misurate in un campo qualsiasi rispetto a quelle misurate per il campo 10x10 cm²:

$$OF = \frac{D_{mis}}{D_{10x10}} \quad (2.1)$$

⁴Per z_{ref} si intende $z_{ref} = 0,6 * R_{50} - 0,1$ g/cm² con R_{50} in g/cm²

⁵Per R_{50} si intende la profondità alla quale si ottiene il 50% della dose massima, analogamente vengono definiti R_{70} e R_{90}

⁶Per R_p si intende il Range Pratico

Per l'acquisizione dei dati ci si è posti a SSD=100 cm, per coerenza con le misure di scansione, e profondità di 10 cm.

Tali fattori sono indispensabili per il corretto calcolo della dose in condizioni di non riferimento.

I **wedge factor** determinano il rapporto tra le dosi misurate per uno stesso campo in presenza e in assenza del filtro a cuneo. La definizione standard di questo fattore prevede che venga calcolato secondo la formula:

$$WF = \frac{D_{wedge}}{D_{open}} \quad (2.2)$$

È da notare che per il TPS Pinnacle il wedge factor sia definito come il rapporto tra la dose misurata per un qualsiasi campo con il cuneo e il campo 10 cm x 10 cm aperto.

$$WF_{pinnacle} = \frac{D_{wedge}}{D_{10x10open}} \quad (2.3)$$

Poiché tali valori saranno monitorati per i controlli periodici, durante il *commissioning* sono stati valutati entrambi i valori nonostante che nel TPS siano stati inseriti solamente quelli richiesti.

Dosimetria assoluta

Le misure di dose assoluta sono state fatte nel fantoccio ad acqua posto a SSD pari a 90 cm acquisendo misure di corrente attraverso opportune camere a ionizzazione poste profondità z_{ref} . La conversione tra valori di corrente e di dose è stata eseguita, come da protocollo, secondo la seguente equazione^[3]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}^7 \quad (2.4)$$

Per i fotoni la profondità di z_{ref} è definita pari a 10 cm e la qualità del fascio è definito dal fattore TPR_{10}^{208} . Una volta valutato il fattore di qualità il parametro k_{Q,Q_0} è stato ricavato dalla tabella 14 dell'IAEA 398^[3].

⁷ $D_{w,Q}$ dose assorbita in acqua per il fascio di qualità Q; M_Q misura di carica per il fascio di qualità Q opportunamente corretto per temperatura, pressione, effetto di polarità e ricombinazione; N_{D,w,Q_0} fattore di calibrazione della camera in termini di dose assorbita in acqua per un fascio di qualità Q_0 ; k_{Q,Q_0} fattore di correzione per un fascio di qualità Q diversa da Q_0 come previsto dalla IAEA 398^[3]

⁸Indicatore della qualità del fascio basato sul rapporto delle misure di dose acquisite a profondità di 20 cm e 10 cm.^[3]

Per gli elettroni la profondità di z_{ref} proporzionale al fattore di qualità R_{50} ^[3]. Per la dosimetria assoluta è stata utilizzata l'Advanced Markus che è una camera a ionizzazione nuova, per tale motivo il parametro k_{Q,Q_0} non è ancora stato inserito all'interno del protocollo dell'IAEA^[3]. Tale fattore è stato ricavato attraverso le tabelle fornite dalla PTW nel volume *Adsorbed Dose Determination in photon and high energy electron beams*^[11].

Campi piccoli

La misura su campi piccoli è particolarmente difficoltosa poiché l'utilizzo di rivelatori troppo grandi rispetto al campo introduce un errore di misura legato al volume del rivelatore stesso. Per tale motivo è opportuno utilizzare rivelatori con un volume sensibile il più piccolo possibile. Inoltre in campi particolarmente piccoli non è possibile inserire a bordo campo una camera *reference* al fine di normalizzare la misura, ciò comporta che la misura effettuata è più sensibile alla variazione dell'output del LINAC.

A seguito dell'adesione al progetto per la misura di campi piccoli è stata dedicata una sessione a parte all'acquisizione degli output factor per la caratterizzazione di questi campi. Attraverso la sonda MicroDiamond e il DiodoE posti nel fantoccio ad acqua sono state acquisite le misure di corrente necessarie per misurare gli OF⁹ per campi tra $0,6 \times 0,6 \text{ cm}^2$ e $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Di particolare rilievo per questi campi è la centratura del rivelatore stesso, essendo infatti il campo estremamente piccolo, piccoli spostamenti lungo gli assi x e y potrebbero far diminuire notevolmente la dose. La centratura è stata eseguita acquisendo i profili con un passo di 0,1 mm.

2.5 Analisi dei dati acquisiti

2.5.1 Dosimetria Assoluta

Durante la fase di *commissioning* è stata calibrata la macchina in modo tale che ogni fascio fornisse all'isocentro, a profondità 10 cm e SSD=90 cm, una dose di 200 cGy erogando 200 MU.

Al fine di ottenere queste misure si sono valutati, attraverso le procedure descritte nell'IAEA 398^[3], i fattori di calibrazione presenti in tabella 2.1.

Come si nota dalla tabella 2.1 i campi di fotoni sono stati calibrati all'isocentro (SSD=90 cm e profondità 10 cm), i fasci di elettroni sono stati tarati, come da protocollo, a z_{ref} e poi riportate a d_{max} attraverso la PDD.

⁹Output Factor

fascio	SSD cm	d(=z _{ref}) mm	N _d cGy/nC	k _{Q,Q₀} adim.	k _{pol} adim.	k _{sat} adim.	PDD %
X6 MV	90	100	5,368	0,990	1,000	1,0023	
X10 MV	90	100	5,368	0,982	1,000	1,0046	
X15 MV	90	100	5,368	0,976	1,000	1,0055	
e4 MeV	100	8,6	149,9	0,952	1,0067	1,0021	1,00
e6 MeV	100	13,4	149,9	0,939	1,0055	1,0024	0,999
e9 MeV	100	19,6	149,9	0,927	1,0047	1,0030	1,00
e12 MeV	100	26,7	149,9	0,916	1,0028	1,0027	1,00
e15 MeV	100	34,4	149,9	0,906	1,0024	1,0020	0,988

Tabella 2.1: Tabella dei valori di calibrazione per le camere Farmer e Advanced Markus usate per la dosimetria assoluta dei fasci rispettivamente di fotoni ed elettroni con l'elettrometro UnidosE

Tale procedura è eseguita poiché la misura di dose a z_{ref} è soggetta a meno errori della misura di dose a d_{max} .

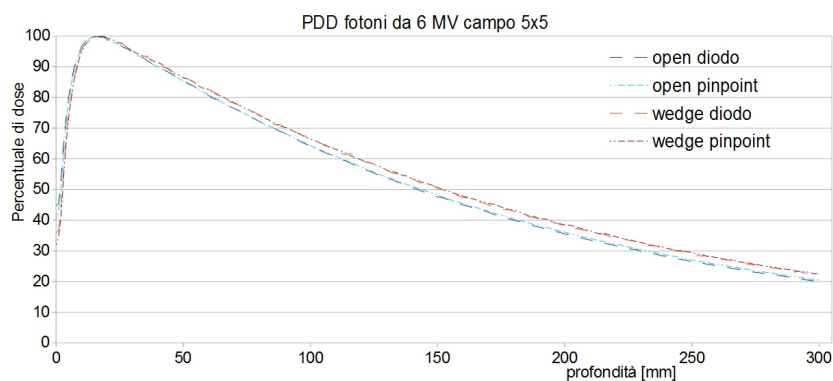
Nella stessa tabella (2.1) sono riportati anche i valori di calibrazione delle camere che all'interno della formula 2.4 rientrano nelle correzioni da apportare al valore di M. Il valore di k_{pol} è stato acquisito, come da protocollo IAEA 398^[3] misurando valori di correnti con la camera alimentata da una corrente positiva e da una negativa. Il valore k_{sat} è stato ricavato attraverso la misura di correnti con la camera alimentata a 2 voltaggi diversi.

2.5.2 Le PDD

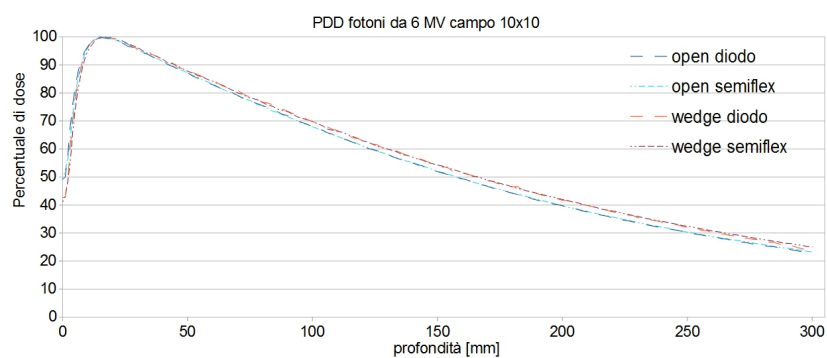
Fotoni

Per i fotoni sono state utilizzate, in funzione dell'ampiezza del campo, le camere a ionizzazione semiflex e pinpoint e il diodo E. Per semplicità si riportano solo i dati acquisiti per i fotoni a 6MV, analoghe conclusioni possono essere tratte dall'analisi delle PDD dei fasci di fotoni a 10MV e 15MV.

Come si può vedere dall'immagine 2.4, le curve acquisite con diversi rivelatori, se nell'opportuno campo, sono del tutto sovrapponibili. Tali grafici mostrano l'andamento delle PDD per i campi aperti e con filtro a cuneo di 60° entrambi normalizzati al loro massimo. È ovvio che il 100% della dose corrisponde a valori di dose diversi che possono essere calcolati attraverso gli opportuni fattori di cui si discuterà in seguito.



(a) PDD acquisite con il Diodo e la PinPoint in un campo 5x5 cm



(b) PDD acquisite con il Diodo e la Semiflex in un campo 10x10 cm

Figura 2.4: PDD dei fotoni a 6 MV acquisite con diversi rivelatori

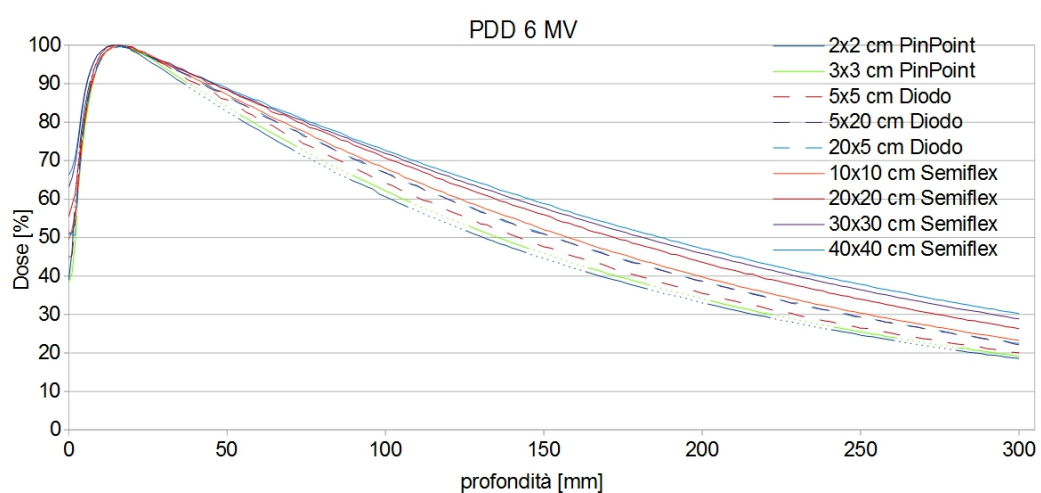


Figura 2.5: Curve dose profondità al variare del campo per il fascio da 6 MV

Considerando questa sovrapposizione, è stato scelto di fornire al TPS solo una delle curve acquisite. Si sono fornite le misure acquisite con la PinPoint per i campi fino al 10x10 e acquisite con la Semiflex per i campi più grandi.

Nella figura 2.5 si nota l'andamento della curva PDD in funzione dell'ampiezza del campo. All'aumentare delle dimensioni del campo aumenta la componente di diffusa e quindi la dose diminuisce più lentamente con la profondità.

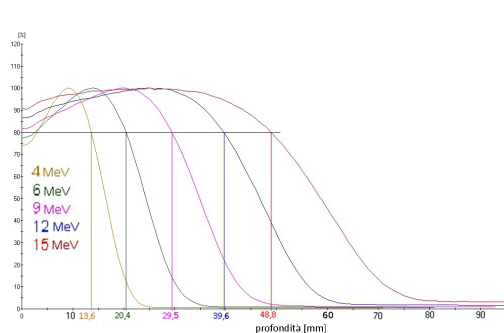
Elettroni

Le curve della figura 2.6 sono state acquisite con il DiodoE nel fantoccio ad acqua. Si è scelto di non inserire, per il momento, i dati degli elettroni nel TPS pertanto i piani di trattamento con l'uso di elettroni si baseranno su queste curve.

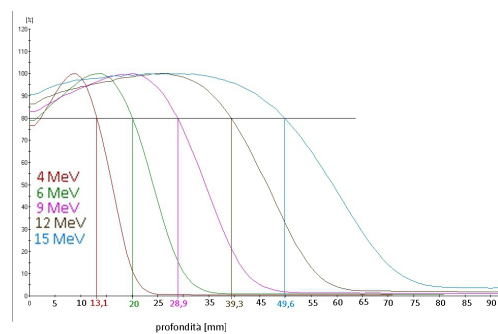
Analizzando le curve di figura 2.6 si nota come l'aumento iniziale della dose sia più dolce ad alte energie dove, attorno al *build-up*, la curva è piuttosto larga rendendo difficile l'individuazione del punto di massimo di dose. Tale comportamento, ben noto in letteratura, è causa della scelta convenzionale di valutare tali curve attraverso l' R_{50} e lo z_{ref} . Dove l' R_{50} è la profondità cui si ha il 50% della dose assorbita in acqua, mentre lo z_{ref} è dato dalla seguente formula:

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1\frac{g}{cm^2} \quad (2.5)$$

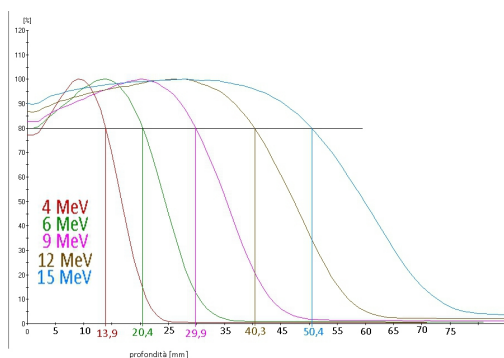
Da queste curve sono stati calcolati i fattori di qualità necessari per la caratterizzazione dei fasci e per l'acquisizione dei profili alle giuste profondità correlate alla percentuale di dose misurata. Si riportano in tabella 2.2 i valori di R_{50} e z_{ref} misurati.



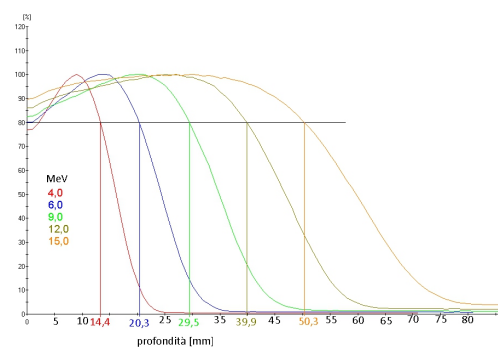
(a) Applicatore 6 cm



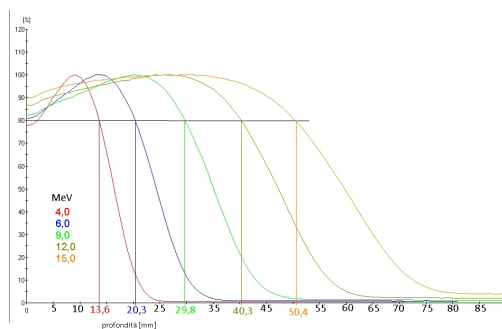
(b) Applicatore 10 cm



(c) Applicatore 14 cm



(d) Applicatore 20 cm



(e) Applicatore 25 cm

Figura 2.6: PDD degli elettroni

Energia	Applicatore	z_{ref}	R_{50}
4MeV	6x6	8,9mm	16,5mm
6MeV	6x6	13,6mm	24,4mm
9MeV	6x6	19,9mm	34,9mm
12MeV	6x6	27,0mm	46,7mm
15MeV	6x6	34,2mm	58,7mm
4MeV	10x10	8,6mm	16,0mm
6MeV	10x10	13,4mm	24,1mm
9MeV	10x10	19,6mm	34,4mm
12MeV	10x10	26,7mm	46,2mm
15MeV	10x10	34,4mm	58,9mm
4MeV	14x14	9,1mm	16,8mm
6MeV	14x14	13,7mm	24,4mm
9MeV	14x14	20,2mm	35,4mm
12MeV	14x14	27,4mm	47,3mm
15MeV	14x14	34,9mm	59,8mm
4MeV	20x20	8,7mm	16,2mm
6MeV	20x20	13,6mm	24,4mm
9MeV	20x20	19,9mm	34,8mm
12MeV	20x20	27,1mm	46,9mm
15MeV	20x20	34,8mm	59,7mm

Tabella 2.2: Valori di z_{ref} e R_{50} per i fasci di elettroni

2.5.3 I profili

Fotoni

Per i profili dei fotoni, visibili in figura 2.7 sono stati valutati i parametri di simmetria e *flatness*.

La simmetria è valutata dal rapporto percentuale tra il valore di dose massima e il valore di dose minimo presi nella zona piatta del profilo e, in ogni caso, in un'aria non maggiore di 1 cm². Tale valore deve essere inferiore al 103% secondo i parametri definiti per l'accettabilità da Elekta.

$$Symmetry = \frac{D_{max}}{D_{min}} \times 100 \quad (2.6)$$

La zona piatta è definita come in tabella 2.3.

In tale zona è definito anche il termine di *flatness* che indica la variazione massima attorno alla dose media nella zona piatta del profilo. Si calcola attraverso la seguente formula:

$$Flatness = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100 \quad (2.7)$$

In fase di *acceptance* si sono utilizzati i valori di accettabilità forniti da Elekta, pertanto si è considerato piatto un profilo se il valore di flatness era al di sotto del 106% per campi tra 10x10 cm² e 30x30 cm² e al di sotto del 110% per campi più grandi.

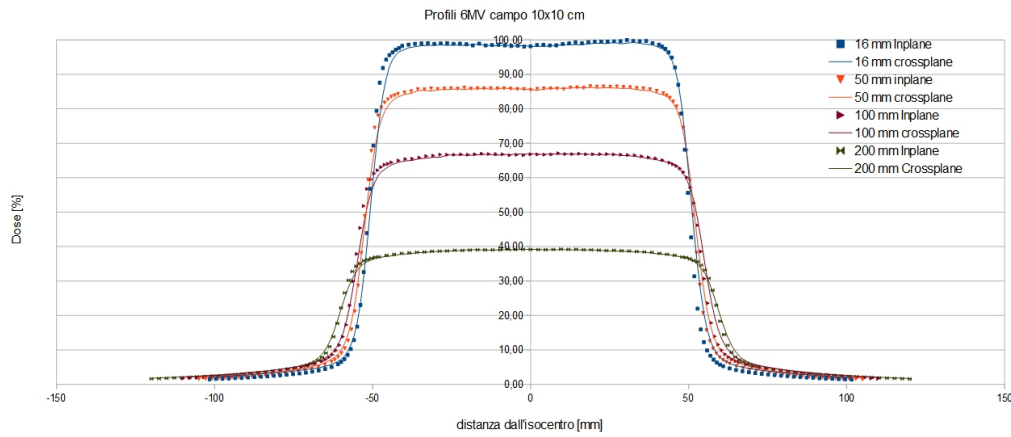


Figura 2.7: Profili a diverse profondità del fascio a 6 MV per un campo 10x10 cm²

I fasci commissionati hanno *flatness* e *symmetry* pari a quelli in tabella 2.4

Campo F (cm)	zona piatta lungo gli assi x e y
tra 5 e 10	1 cm
tra 10 e 30	0,1xF
tra 30 e 35	3 cm

Tabella 2.3: Definizione della zona piatta dei profili di fotoni

In fase di controllo si seguirà il protocollo AAPM 142^[12] per cui saranno accettabili variazioni massime di 1% rispetto al valore percentuale acquisito in fase di *acceptance*.

MV	Campo	Direzione	<i>Flatness</i>	<i>Symmetry</i>
6	10x10	<i>inplane</i>	104,3%	100,4%
		<i>crossplane</i>	104,9%	100,7%
		diagonale TL-GR	103,7%	101,0%
		diagonale TR-GL	103,7%	101,2%
	30x30	<i>inplane</i>	103,9%	100,6%
		<i>crossplane</i>	103,3%	100,5%
		diagonale TL-GR	105,4%	101,2%
		diagonale TR-GL	106,6%	102,0%
10	10x10	<i>inplane</i>	104,5%	100,7%
		<i>crossplane</i>	104,8%	101,1%
		diagonale TL-GR	103,2%	101,6%
		diagonale TR-GL	103,1%	101,0%
	30x30	<i>inplane</i>	103,3%	101,2%
		<i>crossplane</i>	104,8%	101,1%
		diagonale TL-GR	103,8%	101,0%
		diagonale TR-GL	104,2%	101,5%
15	10x10	<i>inplane</i>	104,7%	100,5%
		<i>crossplane</i>	104,3%	100,6%
		diagonale TL-GR	101,8%	100,5%
		diagonale TR-GL	101,7%	100,5%
	30x30	<i>inplane</i>	102,7%	100,8%
		<i>crossplane</i>	104,3%	101,5%
		diagonale TL-GR	104,2%	101,4%
		diagonale TR-GL	104,3%	101,4%

Tabella 2.4: Valori di *flatness* e *symmetry* acquisiti in fase di *commissioning* per i fasci di fotoni

Elettroni

Analogamente a quanto fatto per i fasci di fotoni si sono valutati i parametri di *flatness* e *symmetry* anche per i fasci di elettroni. Tali valori sono stati acquisiti a SSD=95 cm e profondità pari alla profondità di dose massima (D_{100}) per i fasci fino a 6 MeV e a profondità pari a R_{80} mezzi per i fasci di energia maggiore. Tali profondità sono state scelte in base al protocollo Elekta che per energie al di sopra dei 6 MeV fa riferimento alla norma IEC 60976.

Il parametro di simmetria è valutato nella zona del profilo all'interno dell'isodose al 90% e, come per i fotoni, è dato dalla formula 2.6.

Il parametro di *flatness* può essere valutato nella stessa zona del profilo

	MeV	z	Direzione	<i>Flatness</i> (eq:2.8)	penombra x<0 x>0		<i>Symmetry</i>
applicatore 10x10	4	D ₁₀₀ =	inplane	100,3%	5,3	5,5	100,7%
		9mm	crossplane	100,4%	5,1	5,0	100,8%
	6	D ₁₀₀ =	inplane	100,1%	6,1	6,5	101,0%
		13mm	crossplane	100,8%	5,7	5,8	100,9%
	9	R ₈₀ /2=	inplane	101,0%	4,8	4,9	100,6%
		15mm	crossplane	101,3%	4,5	5,7	100,7%
	12	R ₈₀ /2=	inplane	101,2%	5,4	5,7	100,9%
		20mm	crossplane	100,2%	5,5	5,6	100,2%
	15	R ₈₀ /2=	inplane	100,9%	5,8	6,0	101,3%
		25mm	crossplane	100,7%	5,9	6,0	101,1%
applicatore 25x25	4	D ₁₀₀ =	inplane	100,4%	5,1	5,3	101,0%
		9mm	crossplane	100,5%	6,4	6,4	101,0%
	6	D ₁₀₀ =	inplane	100,5%	6,2	6,0	100,6%
		13mm	crossplane	101,1%	5,5	5,8	101,0%
	9	R ₈₀ /2=	inplane	101,8%	6,3	5,9	100,7%
		15mm	crossplane	102,4%	4,8	3,8	101,0%
	12	R ₈₀ /2=	inplane	101,1%	5,9	6,0	100,0%
		20mm	crossplane	101,1%	5,3	5,4	101,0%
	15	R ₈₀ /2=	inplane	101,2%	7,0	7,2	100,9%
		25mm	crossplane	101,2%	6,3	6,41	101,0%

Tabella 2.5: Valori di *Flatness*, *symmetry* e penombra acquisiti in fase di *commissioning* per i fasci di elettroni per due degli applicatori disponibili, come previsto dal protocollo di Acceptance Elekta seguito.

in cui è valutata la simmetria ed è calcolato dalla formula seguente:

$$Flatness = \frac{D_{max}}{D_{asse}} \times 100 \quad (2.8)$$

Per una corretta valutazione del fascio si è valutata la la perpendicolarità delle penombre. In tal caso si considera la larghezza, in millimetri, della zona che va dal 50% al 90% della dose massima del fascio.

In fase di *acceptance* si sono considerati i limiti Elekta che prevedono una *flatness* minore di 103%.

In tabella 2.5 sono mostrati i valori caratterizzanti i fasci di elettroni.

In fase di controllo di qualità si considereranno i limiti previsti dal report AAPM 142^[12] per cui *flatness* e *symmetry* possono variare al massimo dell'1% rispetto al valore acquisito in fase di accettazione.

2.5.4 *Output Factor*

Gli *Output Factor* sono stati acquisiti come descritto nel paragrafo 2.4.5. In figura 2.8 sono riportati i valori misurati con diversi rivelatori per il fascio di fotoni a 6 MV. Valori analoghi sono stati acquisiti per gli altri fasci di fotoni ed elettroni disponibili. Per campi sufficientemente grandi si è utilizzata la camera Farmer per le misure di fotoni e l'Advanced Markus per le misure di elettroni. Vista la sovrapponibilità dei valori, si sono poi scelti per inserire sul sistema di TPS i valori acquisiti con la pinpoint per campi dal 2x2 fino al 10x10 cm e quelli acquisiti con la semiflex per i campi più grandi.

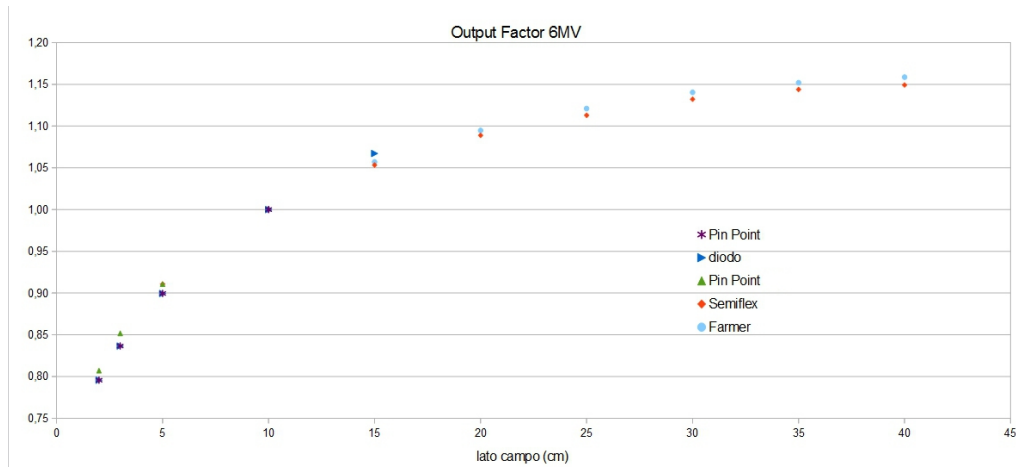
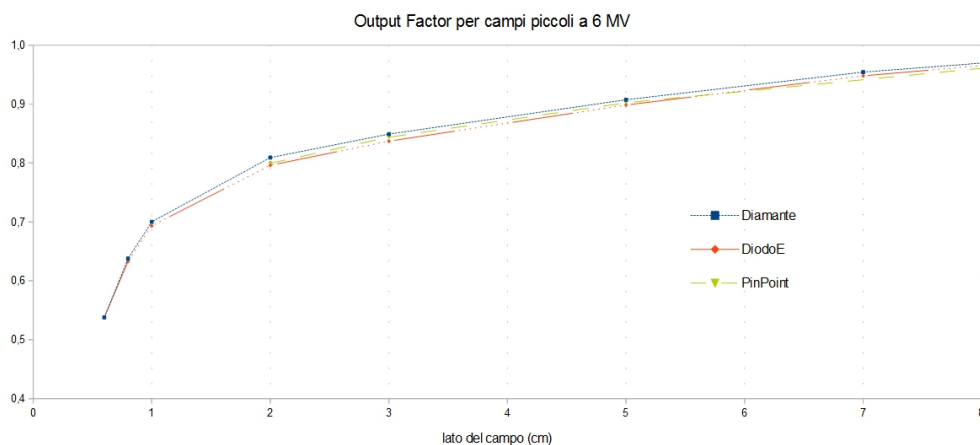


Figura 2.8: Output factor per il fascio di 6 MV, misurati a SSD=100 cm e profondità 10 cm

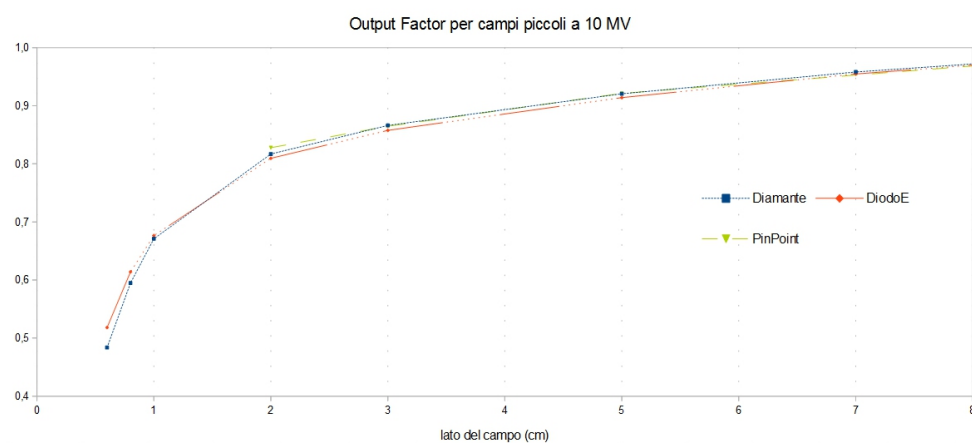
I valori di *output factor* misurati con la Farmer sono maggiori a quelli misurati con la Semiflex questo è dovuto al fatto che il campo non è perfettamente piatto ma tende ad avere un valore di dose minore al centro rispetto agli estremi della zona piatta. Tale comportamento è più visibile per campi grandi. Avendo la farmer un volume sensibile maggiore tende ad integrare il valore misurato su una zona più ampia e quindi a misurare un valore di dose maggiore rispetto alla semiflex che ha un volume sensibile più piccolo.

Campi Piccoli

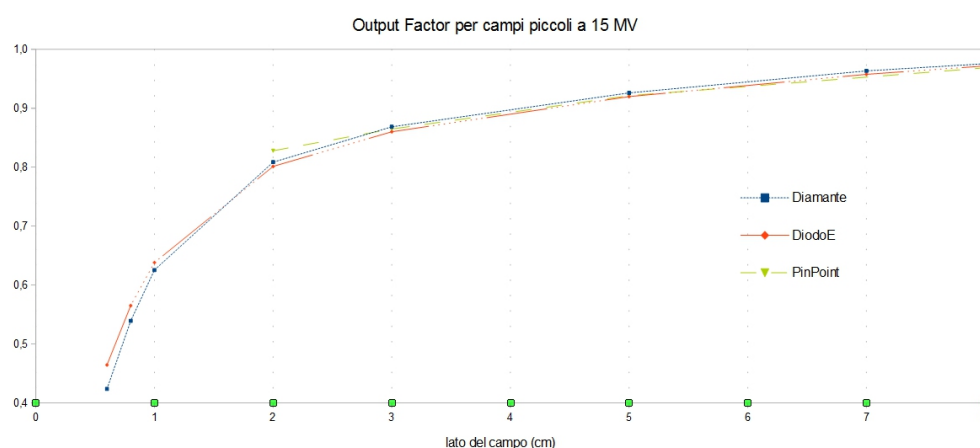
In un secondo momento, partecipando ad un progetto multicentrico per la misura di campi piccoli, abbiamo avuto la disponibilità del rivelatore a diamante che ci ha permesso di acquisire gli *output factor* dei campi più piccoli. In particolare sono stati acquisiti gli *output factor* per i fasci di fotoni disponibili (6 MV, 10 MV e 15 MV) per i seguenti campi:



(a) Output Factor per campi piccoli a 6 MV



(b) Output Factor per campi piccoli a 10 MV



(c) Output Factor per campi piccoli a 15 MV

Figura 2.9: Output factor acquisiti con diodo, diamante e Pinpoint per campi al di sotto del campo $8 \times 8 \text{ cm}^2$

Figura 2.10: Output Factor per campi piccoli

Campo	Output Factor Diamante	Output Factor Diodo	Differenza Diodo- Diamante	Output Factor PinPoint	Differenza PinPoint- Diamante
0,6x0,6	0,538	0,538	0,0%		
0,8x0,8	0,638	0,633	-0,8%		
1x1	0,700	0,693	-1,0%		
2x2	0,809	0,796	-1,6%	0,799	-1,2%
3x3	0,849	0,837	-1,4%	0,844	-0,6%
5x5	0,907	0,898	-1,0%	0,902	-0,6%
7x7	0,954	0,948	-0,7%		
10x10	1,000	1	0%	1	0%

Tabella 2.6: Valori misurati per gli *Output Factor* di campi piccoli

- 0,6x0,6 cm²
- 0,8x0,8 cm²
- 1x1 cm²
- 2x2 cm²
- 3x3 cm²
- 5x5 cm²
- 7x7 cm²
- 10x10 cm²

I dati acquisiti sono visibili nell'immagine 2.10

Vista la dimensione del campo si è ritenuto opportuno centrare il detettore acquisendo i profili con un passo di 0,1 mm. Dalle analisi delle curve ottenute con la misura con il DiodoE si nota che i dati acquisiti nella seconda fase sono completamente sovrapponibili a quelli acquisiti in fase di *commissioning*. Le misure fatte con il diamante per campi al di sotto dell'1x1 cm sovrastimano quelle acquisite con il DiodoE, questo è ciò che ci si aspettava dalla letteratura.^[13]

A seguito di questa sessione di misure è stato possibile inserire nel TPS l'*output factor* del campo 1x1 cm² misurato con il diamante.

2.5.5 *Wedge Factor*

I fattori di *wedge factor* calcolati secondo l'equazione 2.2 sono riportati, per il fascio da 6 MV, nella figura 2.11. Per la misura di questi fattori si è seguito il protocollo AIFM^[14] che prevede di fare la stessa misura con il collimatore a 0° e a 180° per limitare l'errore di misura dovuto all'errato posizionamento considerando che ci si trova in una zona ad alto gradiente di dose.

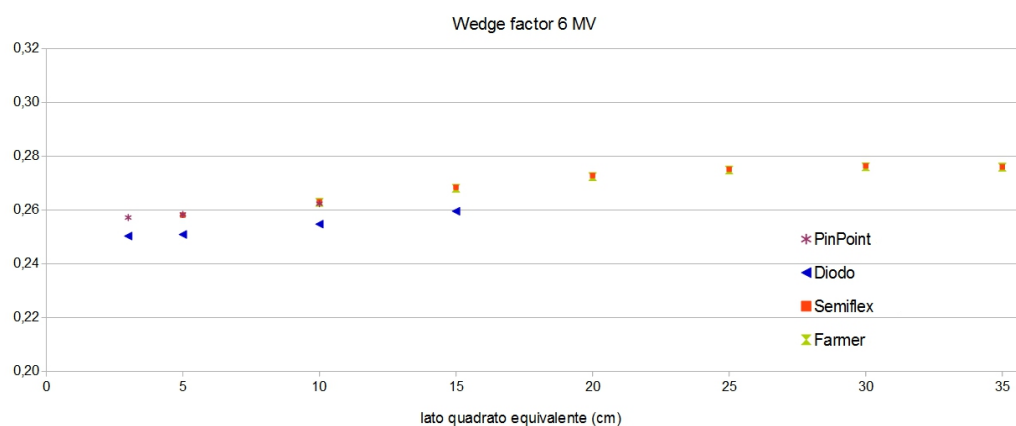


Figura 2.11: Wedge Factor calcolati secondo la formula standard per il fascio da 6 MV

Parallelamente sono stati calcolati anche i valori dei *wedge factor* da inserire all'interno del TPS.

Capitolo 3

Validazione del TPS

La validazione di un sistema di *treatment planning* prevede che a seguito della modellizzazione di una macchina si eseguano dei controlli per verificare che il calcolo eseguito basandosi sulla base della macchina modellizzata sia congruente ai dati misurati.

Durante le analisi per l'ottimizzazione del TPS si sono impostati i diversi parametri in modo da ottenere 2 macchine simili che descrivessero la testata dell'Agility e il fascio a 6 MV. In questa fase sono state valutate entrambe le modellizzazioni al fine di scegliere la macchina che simula al meglio i dati reali. Le due macchine presentate sono descritte dagli stessi parametri e dalle stesse misure acquisite. La differenza fondamentale risiede nel fatto che la “macchina 1” usa solo due modelli uno per i campi piccoli e uno per i campi grandi. Nella “macchina 2” la modellizzazione è suddivisa in più blocchi in funzione della dimensione del campo.

Il controllo si esegue principalmente sulle PDD e sui profili acquisiti in fase di *commissioning*, sulle misure puntuali di dose per geometrie semplici (campi aperti o con filtro a cuneo) e, in una seconda fase, su campi asimmetrici o con geometrie particolari.

Sono qui riportate solo le analisi fatte per il fascio di fotoni a 6 MV.

3.1 Confronto tra dati acquisiti e simulati per campi simmetrici

La prima fase prevede di ricalcolare con il TPS le PDD e i profili per collimazioni pari a quelle acquisite in fase di *commissioning*. Per far ciò è stato necessario fare delle misure puntuali di dose per avere l'opportunità di valutare le discordanze in termini di dose.

3.1.1 Misure di dose

Utilizzando i campi standard del *commissioning* sia aperti che con il filtro a cuneo si sono scelti alcuni punti in cui fare misure puntuali di dose. Con una camera a ionizzazione centrata attraverso l'acquisizione di profili sono state fatte misure puntuali di corrente, poi convertite in dose. Tali valori misurati sono stati poi comparati con i valori forniti dal TPS secondo l'equazione 3.1. La differenza tra dose calcolata e misurata è corretta per le fluttuazioni del rendimento attraverso la misura di una dose di riferimento valutata per un campo 10x10 cm² all'isocentro.^[15]

$$d(i) = 1 - \frac{D_{TPS}}{D_{punto} \times \frac{D_{ref}^{th}}{D_{ref}}} \quad (3.1)$$

Si riportano in tabella 3.1 i valori misurati nei diversi punti per il fascio di fotoni a 6MV.

Camera	d mm	Posizione (*coordinate vasca)	campo** mm x mm	Dose TPS cGy	Dose misurata cGy	d(i) %
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	10x10	301,3	300,3	-0,4%
Farmer	50	sull'asse	10x10	258,5	260,7	0,8%
Farmer	100	ISOCENTRO	10x10	198,6	200,1	0,7%
Farmer	200	sull'asse	10x10	114	114,4	0,3%
Farmer	100	*A=20; B=100; C=-20	10x10	198,6	197,7	-0,5%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	10x10 W	77,2	77,3	0,2%
Farmer	50	sull'asse	10x10 W	67	67,7	1,3%
Farmer	100	ISOCENTRO	10x10 W	52,5	52,9	0,7%
Farmer	200	sull'asse	10x10 W	30,7	31,2	1,5%
Farmer	100	*A=20; B=100; C=-20	10x10 W	60,3	60,3	0,0%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	15X15	308,6	310,0	0,4%
Farmer	50	sull'asse	15X15	267,8	270,7	1,0%
Farmer	100	ISOCENTRO	15X15	209,7	211,8	0,9%
Farmer	200	sull'asse	15X15	123,2	125,2	1,6%
Farmer	100	*A=40; B=100; C=-40	15X15	206,7	206,4	-0,2%

Camera	d mm	Posizione (* coordinate vasca)	campo ** mm x mm	Dose TPS cGy	Dose misurata cGy	d(i) %
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	15X15 W	80,9	82,0	1,3%
Farmer	50	sull'asse	15X15 W	70,9	72,2	1,8%
Farmer	100	ISOCENTRO	15X15 W	56,5	57,1	1,1%
Farmer	200	sull'asse	15X15 W	34,2	34,7	1,5%
Farmer	100	*A=40; B=100; C=-40	15X15 W	73,8	73,6	-0,4%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	20x5	295	296,6	0,5%
Farmer	50	sull'asse	20x5	251,2	256,1	1,9%
Farmer	100	ISOCENTRO	20x5	190,7	194,3	1,8%
Farmer	200	sull'asse	20x5	107,3	109,7	2,2%
Farmer	100	*A=70; B=100; C=-10	20x5	189,4	190,3	0,5%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	5X20	294,7	290,6	-1,4%
Farmer	50	sull'asse	5X20	251,6	251,1	-0,2%
Farmer	100	ISOCENTRO	5X20	191,3	190,8	-0,3%
Farmer	200	sull'asse	5X20	108,1	108,4	0,2%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	20X20	313,9	316,0	0,6%
Farmer	50	sull'asse	20X20	273,9	277,2	1,2%
Farmer	100	ISOCENTRO	20X20	216,9	219,4	1,1%
Farmer	200	sull'asse	20X20	131,3	132,8	1,1%
Farmer	100	*A=70; B=100; C=-70	20X20	211,6	209,5	-1,0%
Farmer	16	Bup=1,6cm asse centrale	20X20 W	83,5	85,4	2,2%
Farmer	50	sull'asse	20X20 W	73,4	75,4	2,7%
Farmer	100	ISOCENTRO	20X20 W	59,1	60,2	1,9%
Farmer	200	sull'asse	20X20 W	36,8	37,4	1,6%
Farmer	100	*A=70; B=100; C=-70	20X20 W	94,3	92,7	-1,7%
pinpoint	100	ISOCENTRO	10x10	198,6	199,4	0,2%

Camera	d mm	Posizione (* coordinate vasca)	campo** mm x mm	Dose TPS cGy	Dose misurata cGy	d(i) %
pinpoint	16	Bup=1,6cm asse del fascio	5x5	286,6	287,3	0,02%
pinpoint	50	sull'asse	5x5	241	242,7	0,5%
pinpoint	100	ISOCENTRO	5x5	179,1	179,8	0,2%
pinpoint	200	sull'asse	5x5	98,2	99,2	0,8%
pinpoint	16	Bup=1,6cm asse del fascio	5x5 W	72,2	71,7	-0,9%
pinpoint	50	sull'asse del fa- scio 5x5 W	61,5	61,5	-0,2%	
pinpoint	100	ISOCENTRO	5x5 W	46,7	46,6	-0,4%
pinpoint	200	sull'asse	5x5 W	26,3	26,4	0,2%
pinpoint	16	Bup=1,6cm asse del fascio	3x3	277,2	279,1	0,5%
pinpoint	50	sull'asse	3x3	229,2	231,8	0,9%
pinpoint	100	ISOCENTRO	3x3	167,7	169,5	0,9%
pinpoint	200	sull'asse	3x3	90,3	87,6	0,9%
pinpoint	16	Bup=1,6cm asse del fascio	3x3 W	69,1	68,8	-0,6%
pinpoint	50	sull'asse	3x3 W	58	58,2	0,2%
pinpoint	100	ISOCENTRO	3x3 W	43,1	43,4	0,5%
pinpoint	200	sull'asse	3x3 W	24	24,2	0,6%
pinpoint	16	Bup=1,6cm asse del fascio	2x2	263,3	268,2	1,6%
pinpoint	50	sull'asse	2x2	215,6	220,6	2,0%
pinpoint	100	ISOCENTRO	2x2	157,4	160,3	1,6%
pinpoint	200	sull'asse	2x2	84,7	86,3	1,7%

Tabella 3.1: Valori di dose puntuale a SSD=90cm per il fascio a 6 MV confrontati con i valori forniti dal TPS.

**Viene indicata con la lettera "W" la presenza del filtro a cuneo.

Come si può notare dalla tabella 3.1 le maggiori differenze di dose si hanno nel campo con il wedge, ad alte profondità oppure nel campo 2x2 cm. È da sottolineare che per quanto riguarda le misure su campi con il filtro a cuneo o molto piccoli anche lievi spostamenti nella misura possono portare a

differenze di dose notevoli, viceversa, a grandi profondità piccole variazioni di dose causano grandi variazioni di dose percentuale.

3.1.2 PDD

Nell'immagine 3.1 si vedono i confronti tra valori misurati e calcolati per le PDD acquisite con un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 6 MV con e senza filtro a cuneo. Le immagini qui riportate sono da prendersi ad esempio di tutte i diversi controlli effettuati per i diversi campi di *commissioning*.

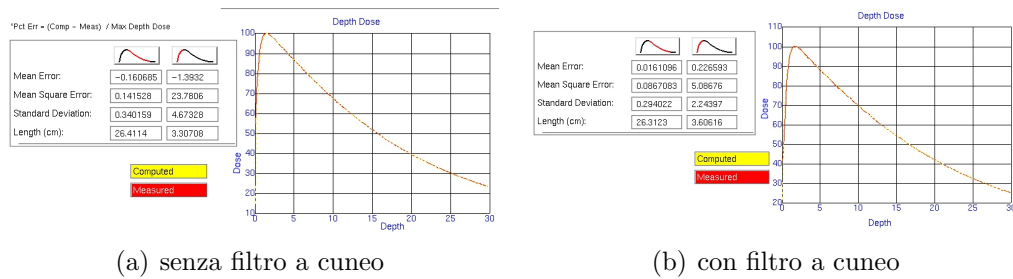


Figura 3.1: Confronto su Pinnacle tra i valori misurati e calcolati dal TPS per una PDD di un fascio a 6 MV su un campo 10×10

Durante il processo di validazione del TPS si è focalizzata l'attenzione anche ai campi piccoli e grandi come si vede dalle PDD della figura 3.2

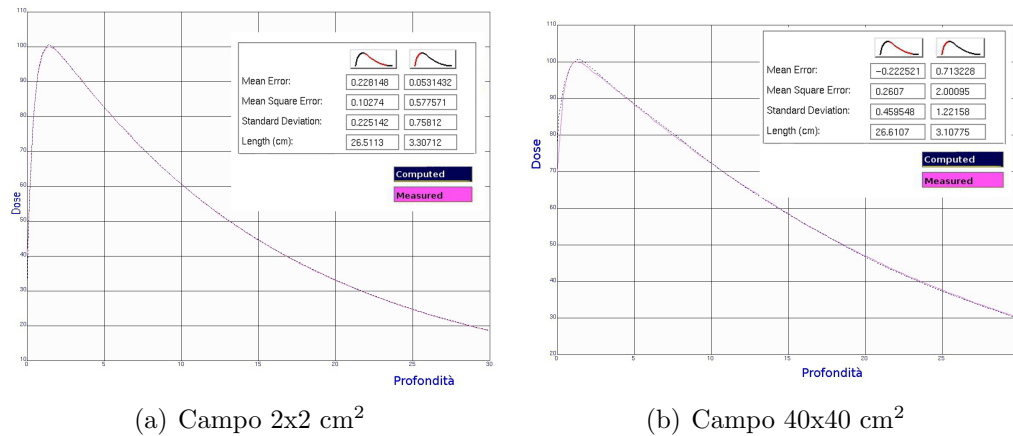


Figura 3.2: Confronto su Pinnacle tra i valori misurati e calcolati dal TPS per le PDD del fascio a 6 MV per un campo piccolo e un campo grande

I limiti di discostamento tra calcolato e misurato per misure di dose-profondità sono, secondo il report AIFM^[14] e il booklet 7 dell'Estro^[16], quelli

riportati in tabella 3.2. Nell'immagine 3.3 si riportano le zone di interesse per i limiti riportati in tabella come rappresentate dal booklet 7 dell'Estro^[16].

Regione	Tolleranza
Alta dose e alto gradiente (salita iniziale)	10% o 2 mm
Alta dose e basso gradiente (discesa)	2%

Tabella 3.2: Differenze massime calcolato e misurato per le PDD^[14]

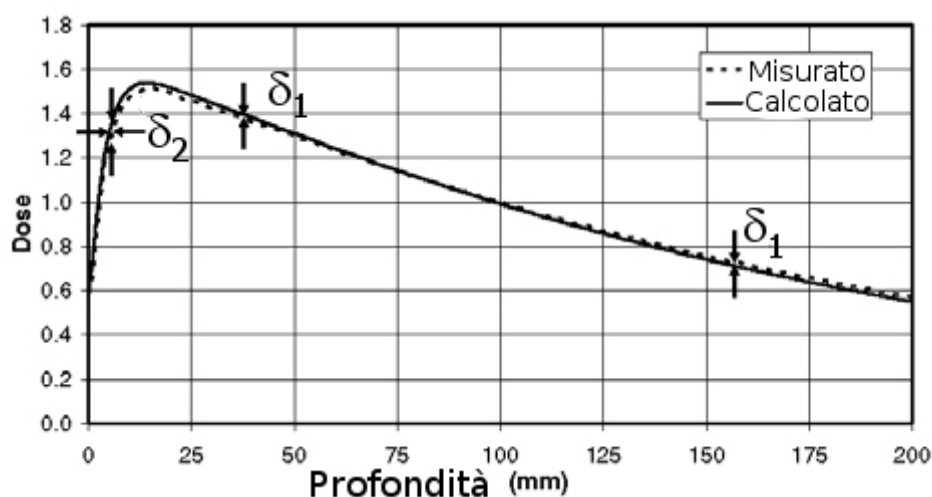


Figura 3.3: Zone descritte dal booklet 7 dell'Estro^[16]

3.1.3 Profili

Si sono scelti come valori di accettabilità quelli proposti dal report AIFM,^[14] e dal booklet 7 dell'Estro^[16], tali valori sono riportati in tabella 3.3 e si riferiscono alle zone evidenziate nell'immagine 3.4.

Come si nota in figura 3.5 i valori calcolati simulano bene i valori misurati per il campo standard 10x10 cm².

Come si nota in figura 3.6 l'attenzione posta a campi piccoli e la modellizzazione su più campi ha fornito ottimi risultati sui profili dei campi piccoli.

L'immagine 3.7 riporta il confronto tra il campo misurato e calcolato per un campo 40x40 cm², anche qui si ha un buon accordo, sulle code non si

Regione	Tolleranza	
	Geometria Semplice	Campi asimmetrici o con filtro a cuneo
Alta dose e alto gradiente (penombra)	10% o 2 mm	15% o 3 mm
Alta dose e basso gra- diente (plateau)	2%	3%
Bassa dose e basso gra- diente (code)	30% (3%)	40% (4%)

Tabella 3.3: Differenze massime calcolato e misurato per i profili^[14]. Sulle code è considerata la percentuale maggiore se si normalizza alla dose locale quella minore se si normalizza al centro del campo

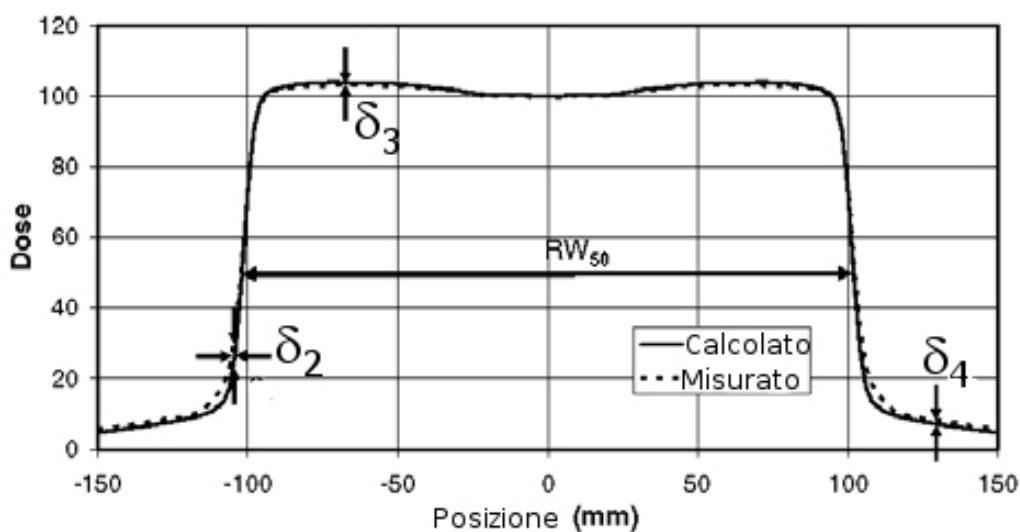


Figura 3.4: Zone di interesse per l'analisi dei profili come rappresentate dal booklet 7 dell'Estro^[16].

hanno i valori calcolati per la limitazione di computazione della matrice di dose che simula un fantoccio ad acqua cubico con lato 50 cm.

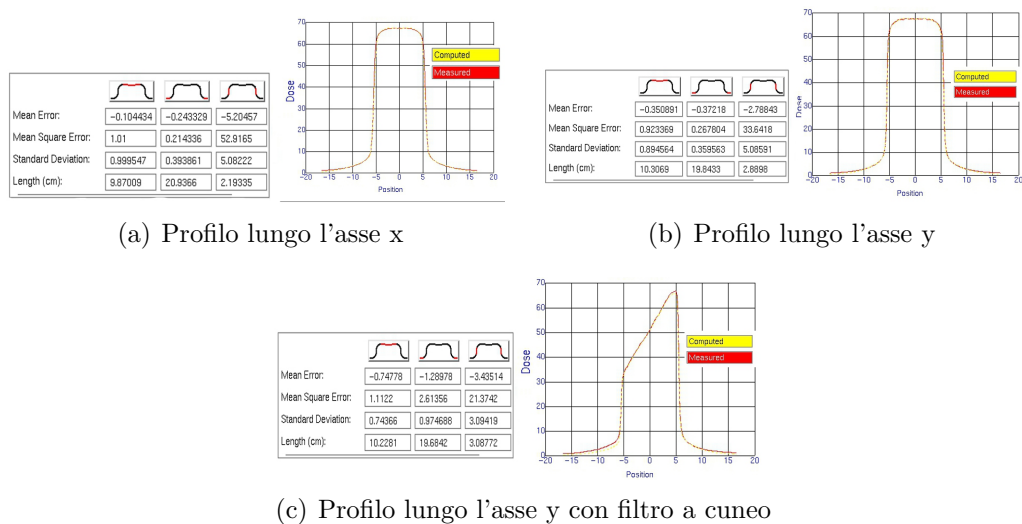


Figura 3.5: Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 10x10

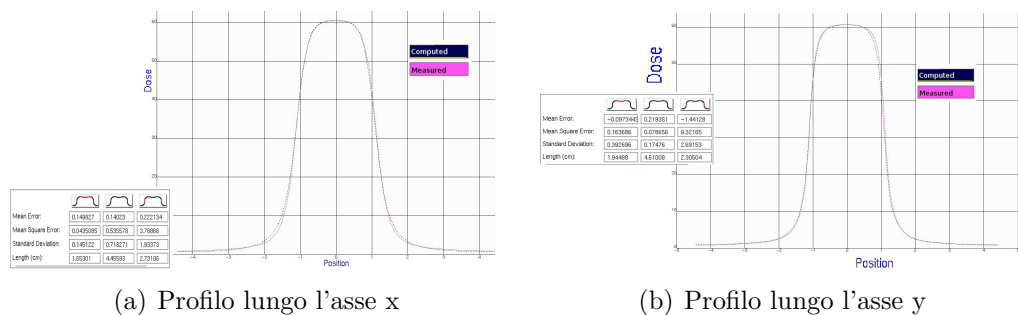


Figura 3.6: Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 2x2 a profondità 10cm

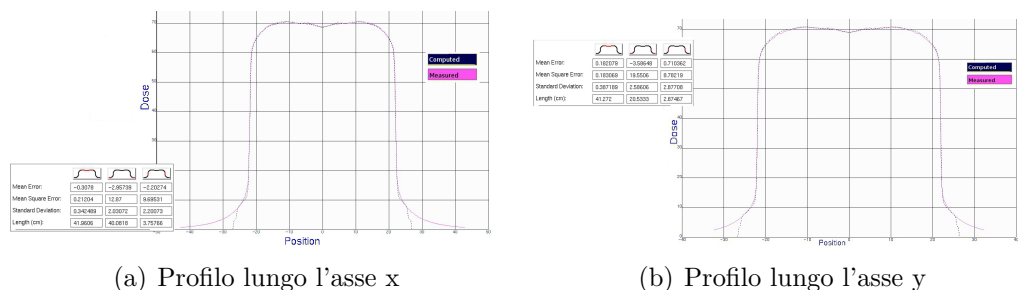


Figura 3.7: Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 40x40 a profondità 10cm

3.2 Confronto su campi asimmetrici

La corretta previsione di profili e PDD acquisiti in fase di *commissioning* è una verifica solo iniziale, in effetti il compito del TPS è quello di andare a valutare la distribuzione di dose soprattutto quando la forma del campo è diversa da quella prevista dai campi di *commissioning*. Per una valutazione maggiore delle stime effettuate dal TPS si sono scelte delle geometrie più complesse, seguendo anche quanto proposto in letteratura.^[5]

3.2.1 Descrizione dei campi

Si è scelto di creare capi fuori asse e con geometrie particolare. In particolare si sono costruiti:

- un campo quadrato di lato 5cm con centro sull'asse *gun-target (inplane)* a 7,5cm dall'isocentro, tale campo verrà chiamato **asymmY**
- un campo quadrato di lato 5cm con centro sull'asse *left-right (crossplane)* a 7,5cm dall'isocentro, campo **asymmX**
- un campo costruito secondo le indicazioni di Bedford et al.^[5] in modo da formare una "L", tale campo verrà chiamato **L**
- un campo costruito secondo le indicazioni di Bedford et al.^[5] in modo da formare una "S", tale campo verrà chiamato **S**

Questi campi sono stati costruiti su Pinnacle e inviati al LINAC attraverso il sistema di *record and verify* "Mosaiq". Da Pinnacle è stata poi esportata la mappa di dose 2D sul piano di scansione del profilo. I profili sono stati calcolati e acquisiti con il Diodo E a diverse profondità con SSD=90 cm.

Si sono confrontati profili alle profondità di *build up*, 5 cm, 10 cm e 20 cm, in seguito sono riportati solo i dati relativi alla profondità dell'isocentro per brevità.

I profili calcolati e misurati sono poi stati confrontati attraverso un semplice foglio di calcolo.

Misure puntuali di dose

Come è avvenuto per i campi standard anche per questi campi si sono fatte delle misure puntuali di dose da confrontare con quanto previsto dal TPS. Le misure sono state fatte sul piano dell'isocentro ad una profondità di 10 cm dalla superficie del fantoccio ad acqua scegliendo dei punti che

permettessero di verificare sia la dose in campo aperto sia la dose stimata sotto le zone chiuse dalle lamelle.

Per i campi quadrati in posizione asimmetrica è stato scelto il centro del quadrato e l'isocentro. Per gli altri campi sono state fatte più misure, come riportato nelle figure in 3.8.

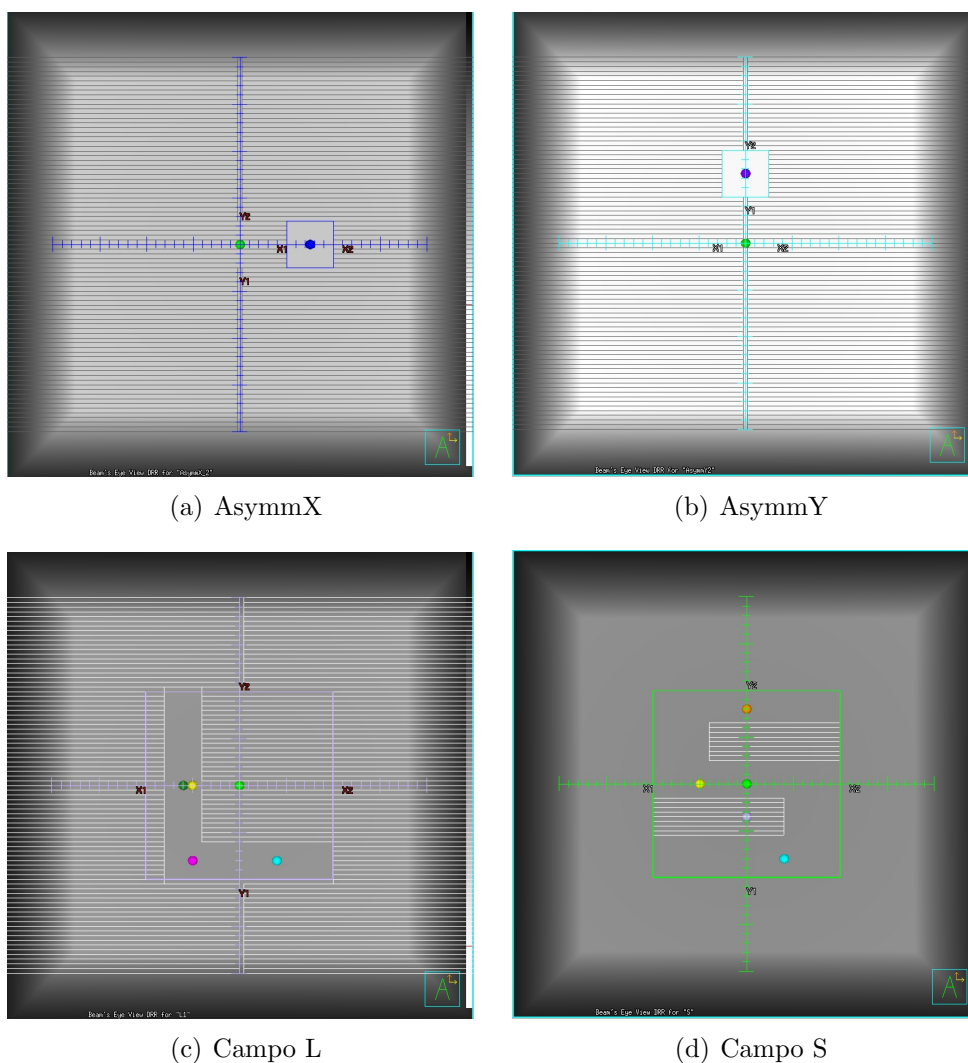


Figura 3.8: BEV dei campi asimmetrici con riportati i punti di misura di dose

In tabella 3.4 sono riportati i valori misurati e calcolati per i punti descritti in precedenza. Si nota come in tutti i casi i valori $d(i)$, calcolati secondo la formula 3.1, siano al di sotto del 3% tranne che per quelli con valore assoluto

di dose bassa. Per tali punti si valuta il valore $d(i)$ calibrato sulla zona aperta dello stesso campo come da equazione 3.2

$$d(i)_{aperto} = \frac{D_{TPS} - D_{punto}}{D_{ref}} \times 100 \quad (3.2)$$

I tessuti irradiati da basse dosi possono subire gravi danni fino a generare nuove neoplasie, pertanto è necessario valutare correttamente tali punti. La misura di dosi estremamente basse e la loro valutazione attraverso la modellizzazione del TPS sono estremamente difficoltose pertanto vengono accettati valori di $d(i)$ molto alti preferendo il calcolo del $d(i)_{aperto}$.

I valori di $d(i)$ risultano entro i limiti riportati in tabella 3.3.

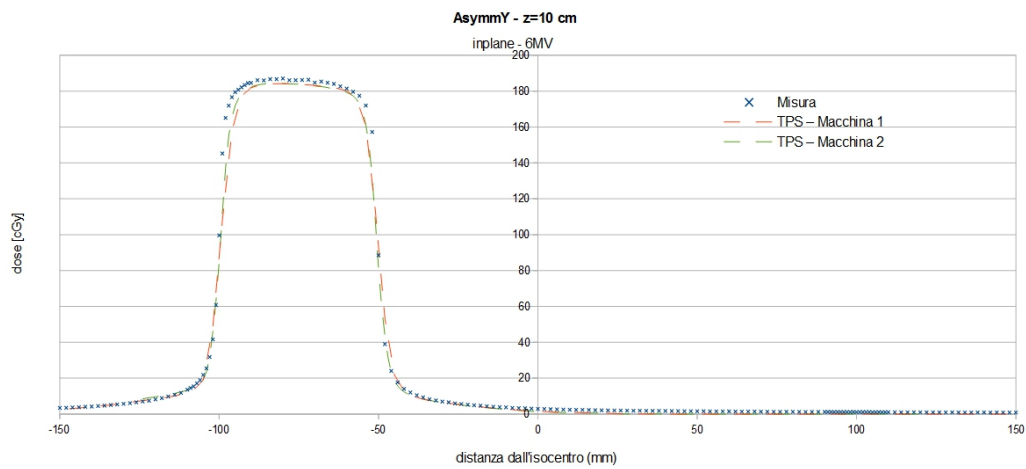
Posizione (*coordinate vasca)	campo	MU erogate	Dose TPS cGy	Dose misurata cGy	d(i)	d(i) _{aperto}
ISOCENTRO	10x10	200	198,6	200,6	0,7%	
ISOCENTRO	AsymmX	500	4	7,1	43,3%	1,7%
*A=-75	AsymmX	200	183,5	184,3	0,1%	
B=100 C=0						
ISOCENTRO	AsymmY	500	4	6,6	39,3%	1,4%
*A=0 B=100	AsymmY	200	183,8	186,2	1,0%	
C=-75						
ISOCENTRO	10x10	200	200	199,1	0,0%	
ISOCENTRO	L	200	10,9	10,5	-3,4%	0,2%
*A=50	L	200	197,1	190,9	-2,8%	
B=100 C=0						
*A=50	L	200	199,1	198,8	0,3%	
B=100 C=80						
*A=60	L	200	196,5	193,2	-1,3%	
B=100 C=0						
*A=-40	L	200	194	195,4	1,1%	
B=100 C=80						
ISOCENTRO	S	200	196	198,2	1,7%	
*A=50	S	200	200,8	202,2	1,1%	
B=100 C=0						
*A=0 B=100	S	200	27,2	29,7	8,7%	-1,2%
C=35						
*A=-40	S	200	203,3	204,1	0,8%	
B=100 C=80						
*A=0 B=100	S	200	196,9	197,6	0,8%	
C=-80						

Tabella 3.4: Confronto tra dose misurata e calcolata dal TPS con la “Macchina 2”, che sarà quella scelta per la validazione, in determinati punti di campi asimmetrici. Tutte le misure sono state acquisite a SSD=90 cm, profondità 10 cm e sono riferite al fascio di 6 MV

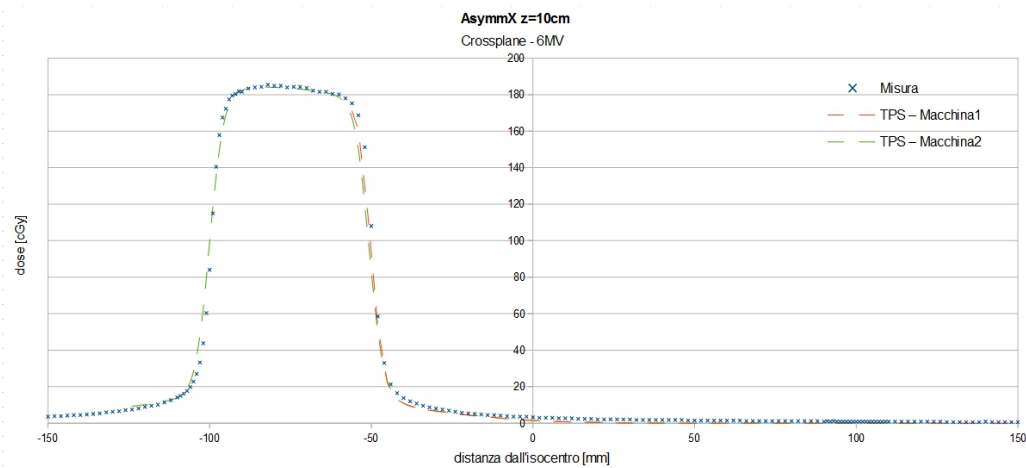
3.2.2 Valutazione del TPS per campi non standard

L'analisi di questi campi è stata fondamentale per decidere quale tra due delle macchine create sul TPS descrivesse meglio il comportamento reale del LINAC.

Profili



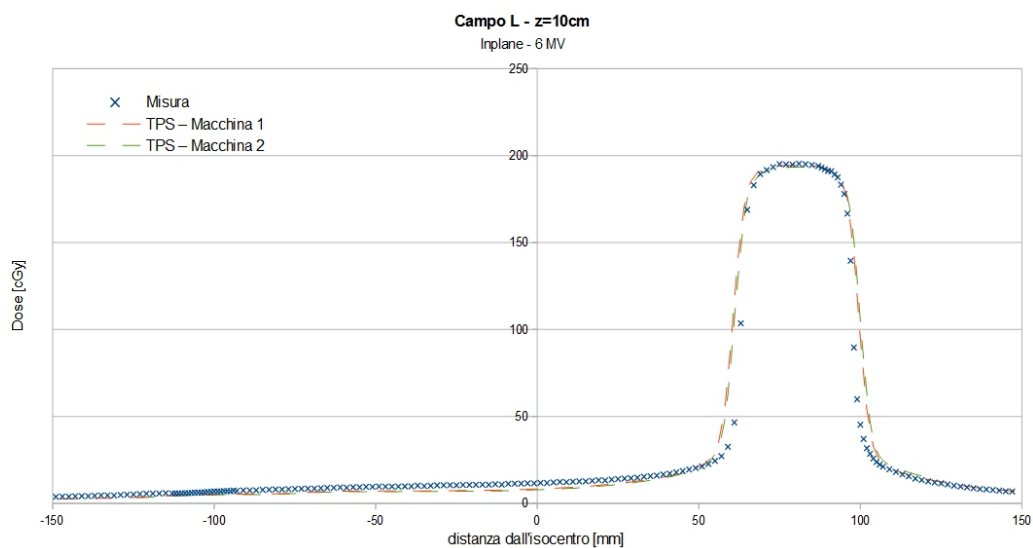
(a) Profilo Inplane del campo AsymmY acquisito a profondità 10 cm



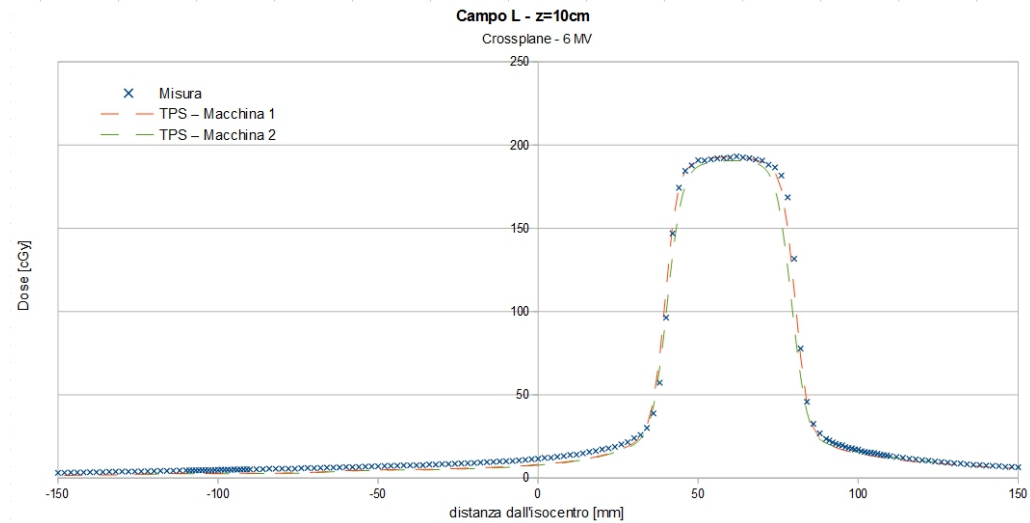
(b) Profilo Crossplane del campo AsymmX acquisito a profondità 10 cm

Figura 3.9: Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per campi asimmetrici

Per i campi precedentemente descritti si riportano i valori calcolati e misurati per una profondità pari a 10 cm. In fase di valutazione oltre che



(a) Profilo Inplane del campo L acquisito a profondità 10 cm



(b) Profilo Crossplane del campo L acquisito a profondità 10 cm

Figura 3.10: Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per il campo L

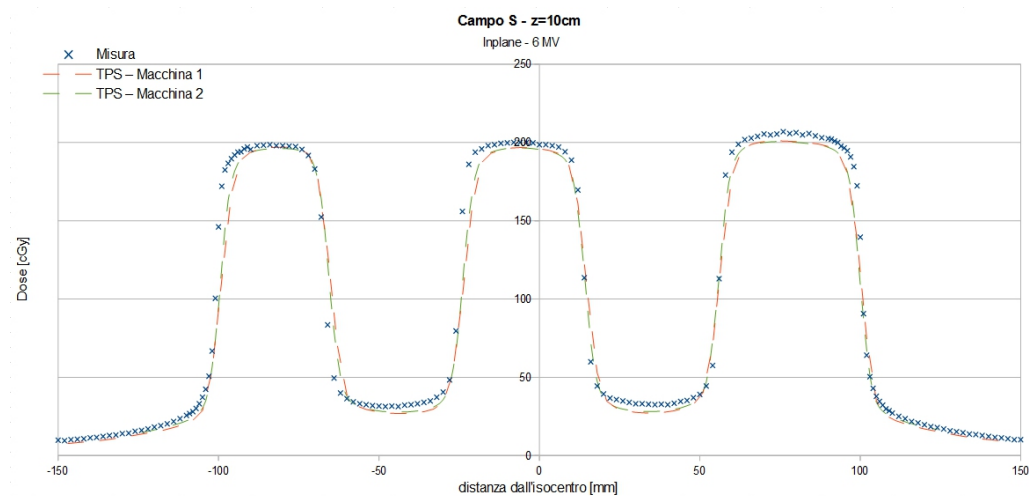


Figura 3.11: Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per il campo S

questa profondità sono state valutate anche le profondità di build-up, 5 cm e 20 cm.

I profili riportati sono scalati in dose a seguito delle misure puntuali di dose descritte nel paragrafo 3.2.1

Per quanto riguarda il campo spostato lungo la linea crossplane, come si nota dalla figura 3.9(b), le due macchine simulano piuttosto bene i valori acquisiti. Ad un'analisi numerica precisa si nota che tendenzialmente le macchine stimano bene la dose nella zona piatta del profilo dove la deviazione percentuale^[15] massima è dell'1%. Nelle zone di alto gradiente la distanza massima tra il misurato e il calcolato è di 1,9 mm per la macchina 1 e di 1,5 mm per la macchina 2. Nelle code si ha una sottostima del calcolato rispetto al misurato, entro i limiti di accettabilità, per entrambe le macchine.

Il bordo del campo nella direzione crossplane è delimitato dalle lamelle mentre nella direzione inplane è delimitato dai collimatori, per valutare una zona asimmetrica lungo quest'ultima direzione si è usato il campo **Asym-mY**. Questo è decentrato lungo la linea inplane. Come si nota dai profili in figura 3.9(a), le due macchine simulano piuttosto bene i valori acquisiti. Ad un'analisi numerica precisa si nota che tendenzialmente le macchine stimano bene la dose nella zona piatta del profilo dove la deviazione percentuale massima è dello 0,6% nella macchina 1 e dello 0,4% nella macchina 2. Nelle zone di alto gradiente la distanza massima tra il misurato e il calcolato è di 2,1 mm per la macchina 1 e di 1,5 mm per la macchina 2. Nelle code si continua ad avere generalmente una sottostima del calcolato rispetto al misurato, entro i

limiti di accettabilità, per entrambe le macchine.

Significativa è l'analisi del campo a forma di L. In questo campo si sono potute fare le stesse analisi precedenti nelle due direzioni. I profili mostrati in figura 3.10 sono stati acquisiti e calcolati a profondità 10 cm lungo gli assi principali del fascio.

Come mostra la figura 3.10(a) il calcolato lungo la direzione inplane mostra un profilo sempre leggermente più largo del misurato, tra le due macchine la macchina 2 si avvicina maggiormente alle misure reali, anche se il problema della sottostima della dose lungo le code permane seppur entro i limiti di accettabilità. In particolare nella zona piatta entrambe le macchine si discostano dal valore misurato di circa l'1% e l'osservazione delle penombre mostra che i punti di dose discostano dal valore misurato al massimo di 2,8 mm per la macchina 1 e di 2,5 mm per la macchina 2.

Considerando il profilo crossplane del campo L, figura 3.10(b), le distanze tra misurato e calcolato diminuiscono drasticamente soprattutto con la macchina 2, anche se qui il profilo calcolato è più stretto del misurato. Il valore di dose calcolato nella zona piatta in questo caso differisce da quello misurato dello 0,6% per la macchina 0,4% per la macchina 2 mentre le penombre distano di circa 2 mm per entrambe le macchine.

La valutazione del calcolo delle code è stata fatta soprattutto sul profilo acquisito lungo la direzione inplane del campo S. In tale campo, infatti, si ha la somma delle code di due picchi vicini, come è possibile vedere dalla figura 3.2.2. Nella zona a basso gradiente e bassa dose fra due picchi si ha una differenza di dose attorno al 18% per la macchina 1 e attorno all'11% per la macchina 2. Si nota che la dose è sempre leggermente sottostimata rispetto al valore misurato e che la macchina 2 si avvicina maggiormente alle misure, la differenza di dose sulla zona ad alta dose e basso gradiente per la macchina 1 è al massimo del 2,3% mentre per la macchina 2 è dell'1,8%.

A seguito delle valutazioni eseguite in fase di validazione del TPS si è scelto di utilizzare la "Macchina 2" che si basa su 3 modelli in funzione della dimensione del campo.

Capitolo 4

Commissioning del sistema di verifica e applicazioni su pazienti

La costanza nel tempo delle prestazioni della macchina, così come accettate in fase di *commissioning* e modellate nel TPS è determinante per la qualità dei trattamenti.

I fasci erogati dal LINAC così come i meccanismi che ne determinano la conformazione possono subire mutamenti o danni nel corso del tempo. Ogni sistema di trattamento ha una serie di sistemi di verifica interni nonostante ciò è opportuno controllare periodicamente determinati parametri. A tal fine si eseguono delle verifiche periodiche sia alla qualità dei fasci che al corretto funzionamento dell'MLC.

Il report AAPM 142^[12] prevede che vengano rispettati limiti di accettabilità per la variazione dei principali parametri da verificare sia sotto l'aspetto dosimetrico dei fasci (qualità del fascio, flatness e symmetry), sia per le procedure di sicurezza del linac, sia per alcune caratteristiche meccaniche. In tabella 4.1 si riportano i principali parametri da controllare con le relative tolleranze.

Per i controlli dosimetrici è necessario fare delle misure con il fantoccio ad acqua utilizzato nel *commissioning*, oppure utilizzare fantocci acqua equivalenti in cui siano alloggiati opportuni rivelatori.

Per i controlli meccanici sull'MLC si possono utilizzare le pellicole gafro-miche che necessitano di sviluppo laborioso e complesso e di un opportuno software per l'analisi delle immagini acquisite oppure si può usare il pannello per l'epid (iView) con l'uso di software commerciali che permettono l'analisi delle immagini. Nel nostro centro è stato acquistato un software, *Artiscan*, che una volta validato e caratterizzato consente di effettuare agil-

Procedura	Tolleranza
Controlli Giornalieri	
Costanza dell'output (fotoni e elettroni)	3%
Dimensione del campo (fotoni e elettroni)	entro 2 mm%
Controlli Mensili	
Flatness dei profili (fotoni e elettroni)	1%
Symmetry dei profili (fotoni e elettroni)	$\pm 1\%$
Velocità di lavoro	entro 0,5 cm/s rispetto al valore di accettazione
Posizione delle lamelle	entro 1 mm per gantry a 0°, 90°, 180°, 270°
Posizione dei collimatori	1mm
Posizione del crocifilo sul centro del fascio	1mm
Dimensione del campo	± 2 mm da quella nominale
Costanza dell'Output	2%
Dose rate	variazioni entro il 2%
Controlli Annuali	
Calibrazione della dose (fotoni e elettroni)	$\pm 1\%$
Trasmissione dell'MLC	$\pm 0,5\%$ dal valore di accettazione
Ripetibilità della posizione delle lamelle	$\leq 1,0$ mm
Centro di rotazione del collimatore e del gantry	± 1 mm dal valore di accettazione
Linearità delle <i>Monitor Unit</i>	$\pm 5\%$ (2-4 MU); $\pm 2\%$ (≥ 5 MU)

Tabella 4.1: Tolleranze per i controlli previste dall'AAPM 142

mente i controlli periodici attraverso delle immagini acquisite sul pannello dell'iView (par.1.2).

Altro tipo di verifica è quella necessaria all'erogazione di piani personalizzati su pazienti. Ogni piano IMRT e VMAT deve essere verificato prima dell'erogazione per controllare che la macchina sia in grado di erogare quanto richiesto dal TPS sia da un punto di vista meccanico (posizionamento delle lamelle, angolo del gantry, *etc*) che sotto un aspetto dosimetrico (accuratezza della dose calcolata rispetto a quella erogata). La verifica di tutto questo è realizzata tipicamente su appositi fantocci e risulta estremamente complessa e quindi richiede diverse attenzioni come si vedrà in seguito.

In questo capitolo si tralasceranno le verifiche da eseguirsi con il fantoccio ad acqua poiché sono misure per il controllo dei profili dei fasci analoghe a quelle eseguite in fase di *commissioning* di cui si è già ampiamente discusso.

4.1 L'Artiscan

Artiscan è un programma che utilizza particolari immagini acquisite con il fascio di trattamento sull'iView per effettuare una serie di controllo sia sul pannello di acquisizione che sul multileaf che sulla Cone Beam CT.

Nel nostro centro viene utilizzato per tutti questi controlli, come si può vedere anche in Appendice A, tratteremo in questo capitolo soli i controlli relativi all'MLC.

4.1.1 Controllo dell'MLC

Una volta controllata la bontà del detettore (vedi appendice A) è possibile utilizzare lo stesso per controllare il *multileaf*. Durante le verifiche è importante considerare che al fine di non irradiare l'elettronica dell'iView è possibile acquisire delle immagini al massimo corrispondenti al campo 26x26 cm². In tal modo le lamelle più periferiche non sono visibili. Con una serie opportuna di immagini il software ha permesso il controllo di:

- perpendicolarità del sensore rispetto al fascio (immagine A.1)
- perpendicolarità dell'MLC (immagine 4.1(a))
- centro di rotazione del collimatore (immagine 4.1(b))
- dimensione del campo (immagine 4.1(c))
- ortogonalità dei banchi di lamelle (immagine 4.1(d))

- posizione delle lamelle (immagine 4.2(a))
- spostamento dei banchi di lamelle in funzione della rotazione del gantry (immagine 4.2(b))
- distanze e penombra delle lamelle di vari campi (immagine 4.2(c))
- trasmissione delle lamelle (immagine 4.2(d))

Dai profili acquisiti nell'immagine 4.1(a) si è valutata la perpendicolarità dell'MLC. La differenza tra la larghezza dei profili presi sul lato destro e sinistro dell'immagine (lungo le linee rosse) è trascurabile. La differenza tra la distanza delle lamelle nella parte alta e nella parte bassa dell'immagine lungo i profili presi al centro della stessa (linee verdi) è pari a 0,21 mm.

A seguito dell'acquisizione della stessa immagine ruotando il collimatore a 0° , 45° , 90° e 135° è possibile ricostruire l'immagine 4.1(b). Valutando la distanza tra il centro del campo acquisito in ogni immagine e il centro dell'immagine è stata valutata di 0,27 mm la distanza media fra i due centri. Il centro di rotazione delle 4 immagini acquisite dista 0,70 mm dal centro dell'immagine. Essendo tali distanze inferiori a 1 mm si ritengono questi valori entro i limiti di accettabilità.

Per la valutazione della dimensione del campo sono stati acquisite le immagini per 3 campi quadrati di lato rispettivamente 5 cm, 10 cm e 20 cm. Attraverso l'analisi dei profili acquisiti lungo le linee evidenziate in figura 4.1(c) si sono misurate le seguenti dimensioni:

- campo 5 cm:
 - lato orizzontale (x): 50,12 mm
 - lato verticale (y): 49,88 mm
 - coordinate del centro del campo: (128,21; 126,06)
 - fattore di scala lungo x: 1,0023
 - fattore di scala lungo y: 0,9975
- campo 10 cm:
 - lato orizzontale (x): 99,91 mm
 - lato verticale (y): 99,42 mm
 - coordinate del centro del campo: (128,23; 126,04)
 - fattore di scala lungo x: 0,9991
 - fattore di scala lungo y: 0,9942

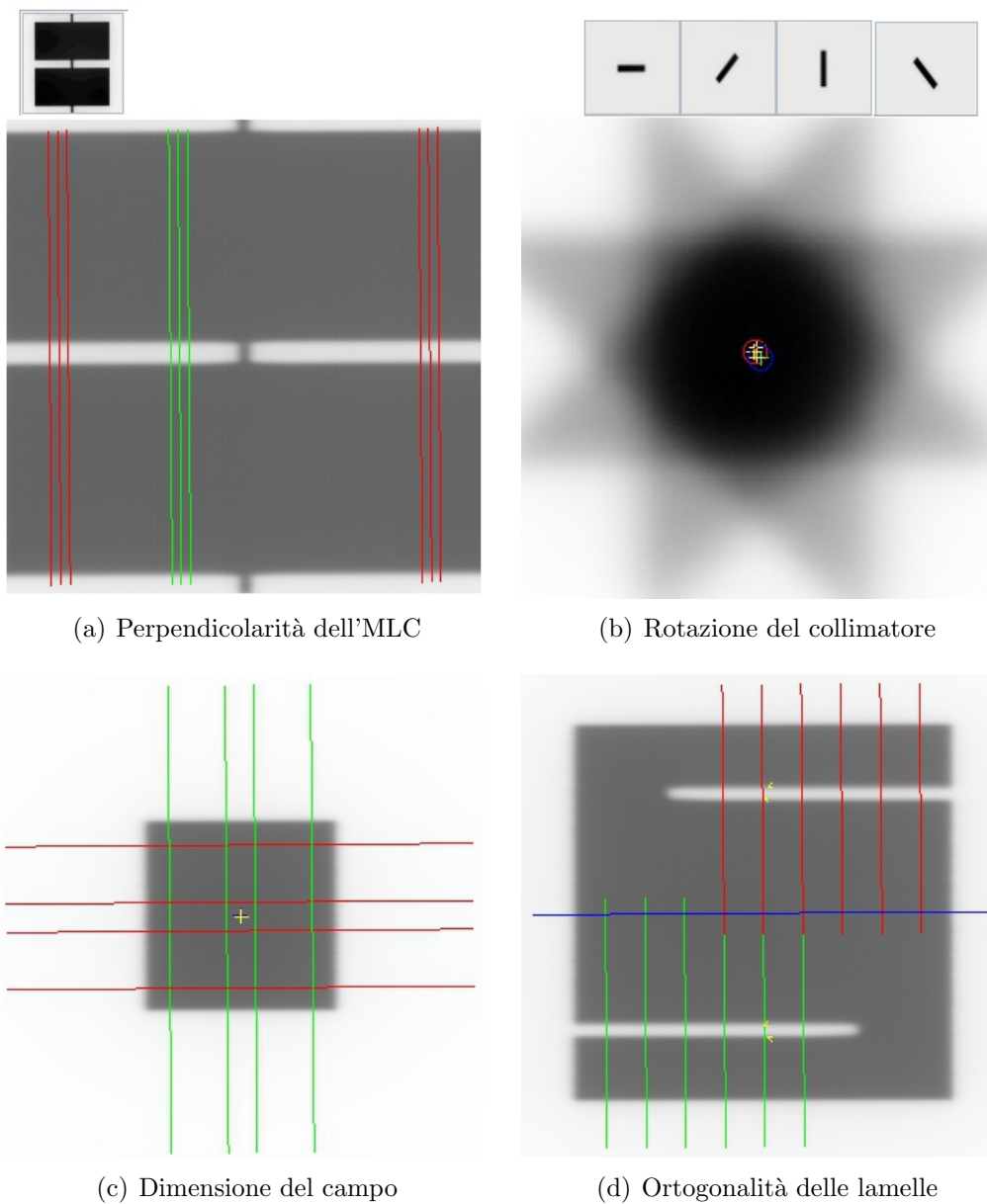
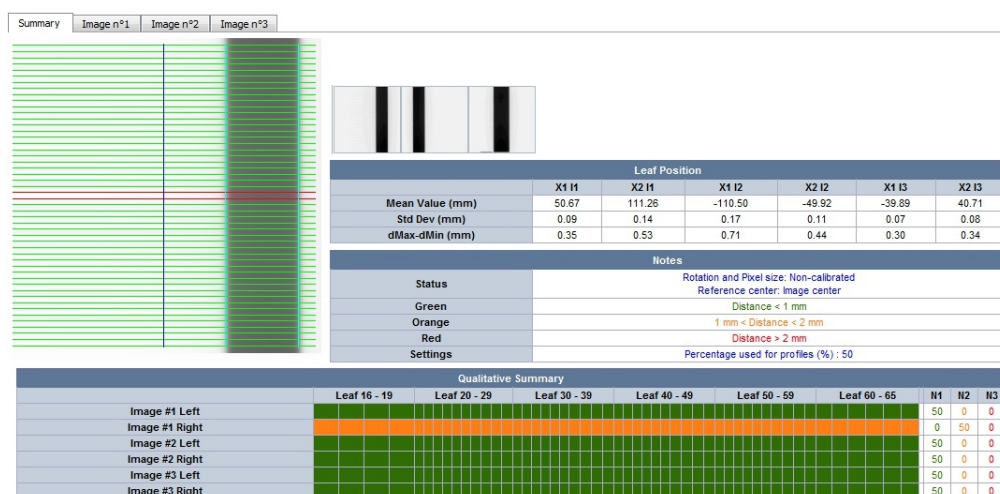
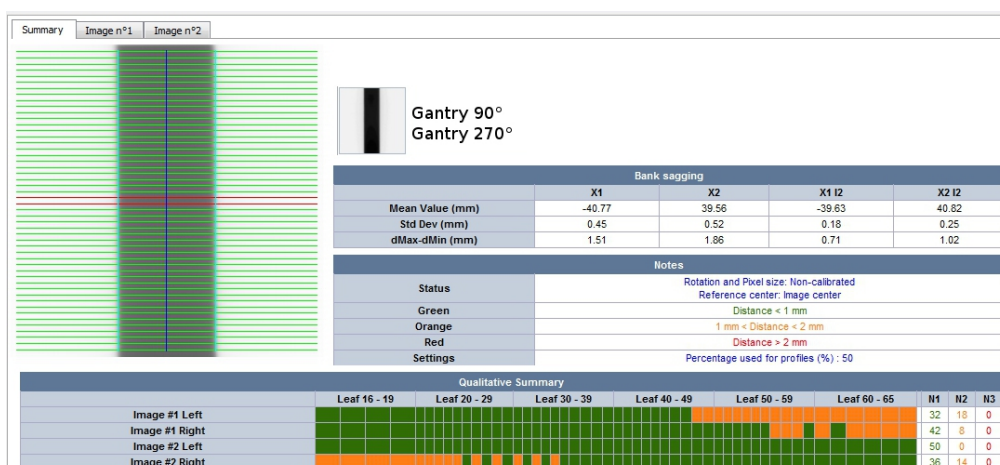


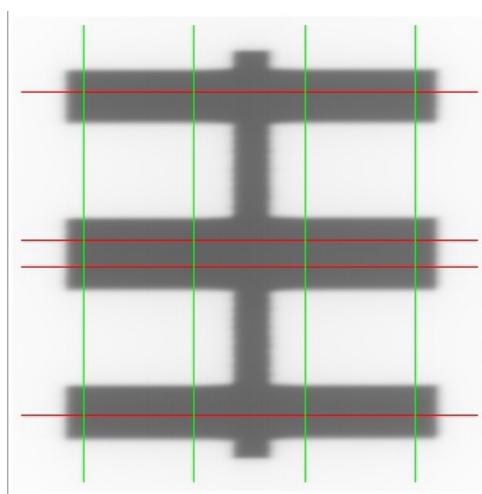
Figura 4.1: Immagini acquisite per il controllo del multileaf attraverso Artiscan



(a) Posizione delle lamelle



(b) Spostamento delle lamelle alla rotazione del gantry



(c) Penombra e distanza delle lamelle



(d) Trasmissione delle lamelle

Figura 4.2: Immagini acquisite per il controllo del *multileaf* attraverso Artisan

- campo 20 cm:
 - lato orizzontale (x): 199,73 mm
 - lato verticale (y): 199,72 mm
 - coordinate del centro del campo: (128,23; 126,18)
 - fattore di scala lungo x: 0,9986
 - fattore di scala lungo y: 0,9986

L'acquisizione dell'immagine in figura 4.1(d) ha permesso di verificare l'ortogonalità dei banchi di lamelle. Attraverso l'analisi di diversi profili si è stabilito che il banco destro delle lamelle forma con i collimatori un angolo di $0,02^\circ$ e con l'asse centrale dell'immagine di $0,01^\circ$. Il banco sinistro forma un angolo di $0,01^\circ$ nel primo caso e un angolo di $0,00^\circ$ nel secondo caso.

Il corretto posizionamento delle lamelle è stato valutato attraverso l'acquisizione di 3 campi in cui le lamelle lasciavano aperto un campo rettangolare posizionato, di volta in volta, a sinistra, a destra e al centro del rivelatore. L'acquisizione delle tre immagini permette una valutazione del posizionamento di ciascuna lamella sia al centro del campo che nelle zone più periferiche. Come mostra l'immagine 4.2(a) nessuna lamella ha uno spostamento maggiore o uguale a 2 mm rispetto alla posizione richiesta. I maggiori spostamenti, compresi entro i limiti di tolleranza, sono quelli delle lamelle del banco destro quando si trovano nel lato sinistro dell'MLC.

In maniera analoga è stata valutata l'influenza della gravità sulle lamelle. La figura 4.2(b) riporta i risultati dell'analisi delle immagini acquisite a gantry 90° e 270° ; si nota che non ci sono lamelle posizionate fuori tolleranza e che la maggiore influenza della gravità si ha sulle lamelle che si trovano in alto, più lontane dal centro del campo.

Dall'acquisizione dell'immagine 4.2(c) è stato possibile valutare la penombra dovuta termine delle lamelle o al lato delle lamelle stesse. In particolare si sono misurati in valori in tabella 4.2.

L'immagine 4.2(d) è stata acquisita con i collimatori aperti e chiudendo al massimo le lamelle. In tal modo è stato possibile calcolare una fuga interlamellare media pari all'1,5% e una trasmissione delle lamelle dell'1,39%.

4.1.2 Controlli per la tecnica VMAT

Attraverso il software dell'Aquilab, *Artiscan*, è possibile anche acquisire con l'Epid una serie di immagini volte a valutare alcuni dei parametri dinamici caratteristici della VMAT come il dose rate e la velocità delle lamelle. Si valutano i considerano parametri:

	Media (mm)	Dev. Std (mm)
Termine delle lamelle a sinistra	4,63	0,05
Termine delle lamelle a destra	4,82	0,06
Penombra laterale 1	2,970	0,004
Penombra laterale 2	3,51	0,02
Penombra laterale 3	2,92	0,03
Penombra laterale 4	3,43	0,03
Penombra laterale 5	2,99	0,03
Penombra laterale 6	3,55	0,02

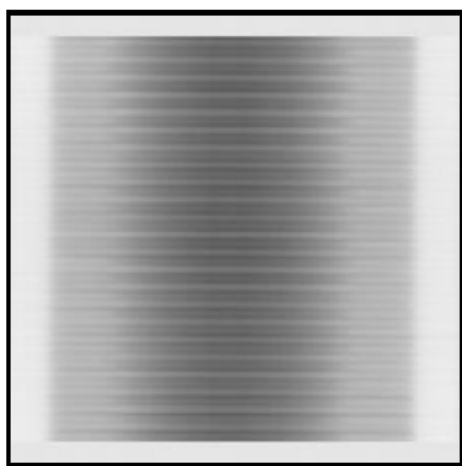
Tabella 4.2: Valori misurati per le penombre dovute alle lamelle a seguito dell'acquisizione dell'immagine 4.2(c), le penombre laterali sono numerate dall'1 al 6 dall'alto verso il basso

- dosimetria dell'MLC (immagine 4.3(a))
- Controllo *Static Picket Fence* (immagine 4.3(b))
- Controllo del dose rate e velocità del gantry (immagine 4.3(c))
- Velocità dell'MLC (immagine 4.3(d))

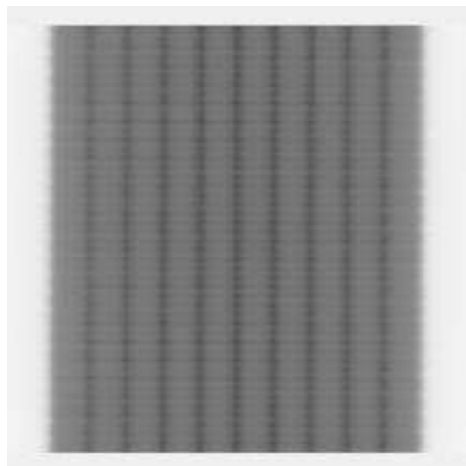
Il controllo della dosimetria dell'MLC è possibile a seguito dell'acquisizione di quattro immagini, una per ogni angolo cardinale, acquisite con la tecnica *sliding window* muovendo il banco di lamelle a velocità costante da -94mm a +94mm con campi aperti di 8 mm lungo la direzione delle lamelle e con i collimatori posizionati a -115 mm e + 115 mm. In questo controllo si richiede che le immagini, analoghe a quelle in figura 4.3(a), acquisite ai quattro angoli siano uguali. Così si può verificare che il comportamento dell'MLC in movimento sia uguale per ogni angolo di rotazione del gantry.

Per il controllo *Static picket fence* si acquisiscono quattro immagini (una per ogni angolo cardinale) ognuna delle quali sarà costituita da 9 fessure ad intervalli regolari. Dalle immagini acquisite, analoghe a quelle in figura 4.3(b), è possibile valutare il corretto posizionamento delle lamelle nei quattro angoli del gantry.

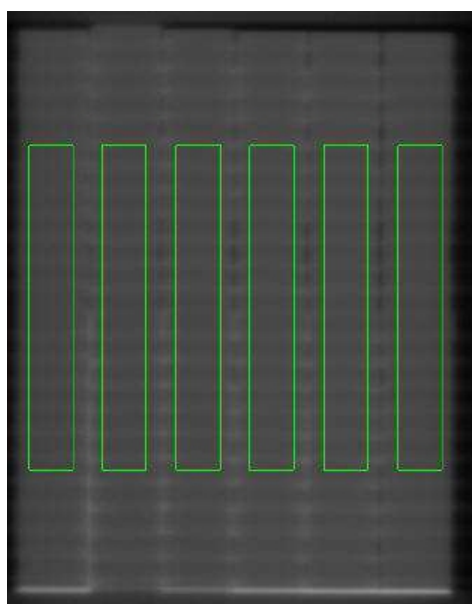
Per il controllo della dose rate e della velocità del gantry si acquisiscono sei immagini durante l'erogazione di un piano VMAT. L'immagine acquisita nella modalità VMAT è costituita da 6 strisce irradiate variando il dose rate o la velocità di rotazione del gantry. Le immagini così acquisite sono rinormalizzate ad un'immagine statica.



(a) Dosimetria MLC, immagine a gantry 0



(b) Static picket fence, immagine a gantry 0



(c) Roi per il controllo del dose rate.



(d) Velocità dell'MLC

Figura 4.3: Esempi di immagini Aquilab per controlli VMAT

Per il controllo della velocità dell'MLC si acquisisce un'immagine in modalità VMAT costituita da 6 strisce corrispondenti a velocità differenti di movimento dell'MLC.

4.2 Controlli giornalieri della qualità dei fasci

I fasci erogati per la terapia possono subire modifiche, anche importanti, con il passare del tempo; perciò è fondamentale valutare quotidianamente la costanza di alcuni parametri. Si è scelto di valutare flatness e simmetria per i campi 20x20 cm dei fotoni e per i campi 10x10 cm degli elettroni. Per questi controlli utilizziamo il *QuickCheck* della PTW.

Il *QuickCheck* è uno strumento che permette il controllo della costanza della qualità dei fasci in maniera piuttosto semplice. Ciò permette ai tecnici di fare i controlli quotidiani che poi verranno verificati dai fisici.

Come mostra l'immagine 4.4 esso contiene tredici camere a ionizzazione che permettono di determinare *flatness*, simmetria e energia del fascio.

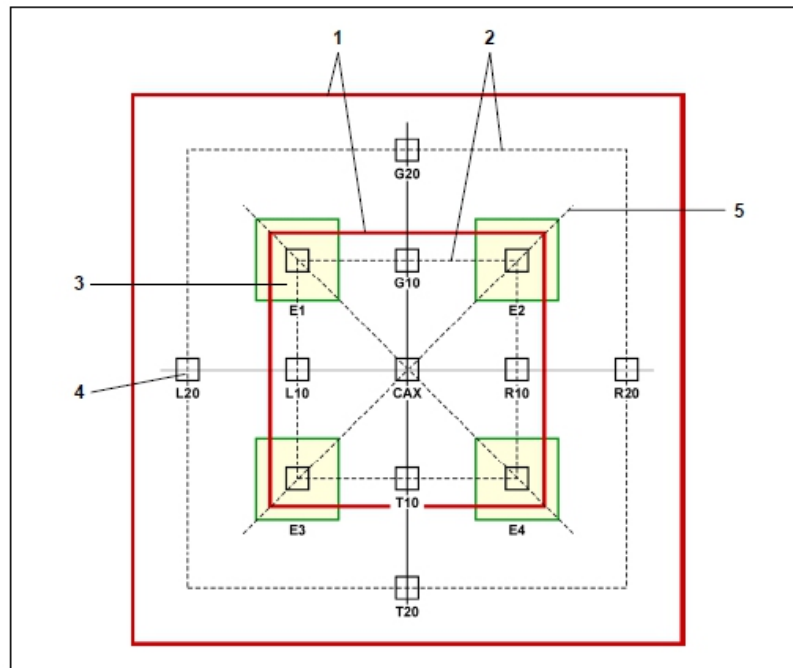


Figure 34: Schematic representation of the detector and absorber design

- 1 Field size
- 2 80 % of the field size
- 3 Energy chambers with absorber (E1, E2, E3, E4)
- 4 Measuring chambers (CAX, L10, R10, G10, T10; L20, R20; G20, T20)
- 5 Diagonal of the measuring field

Figura 4.4: Struttura del quickCheck

Dopo aver allineato i reperi del Quick-Check con i laser la camera centrale si trova all'isocentro. Per un periodo di 15 giorni sono state acquisite le misure per i campi di cui si è scelto di fare il controllo giornaliero, in tal modo si

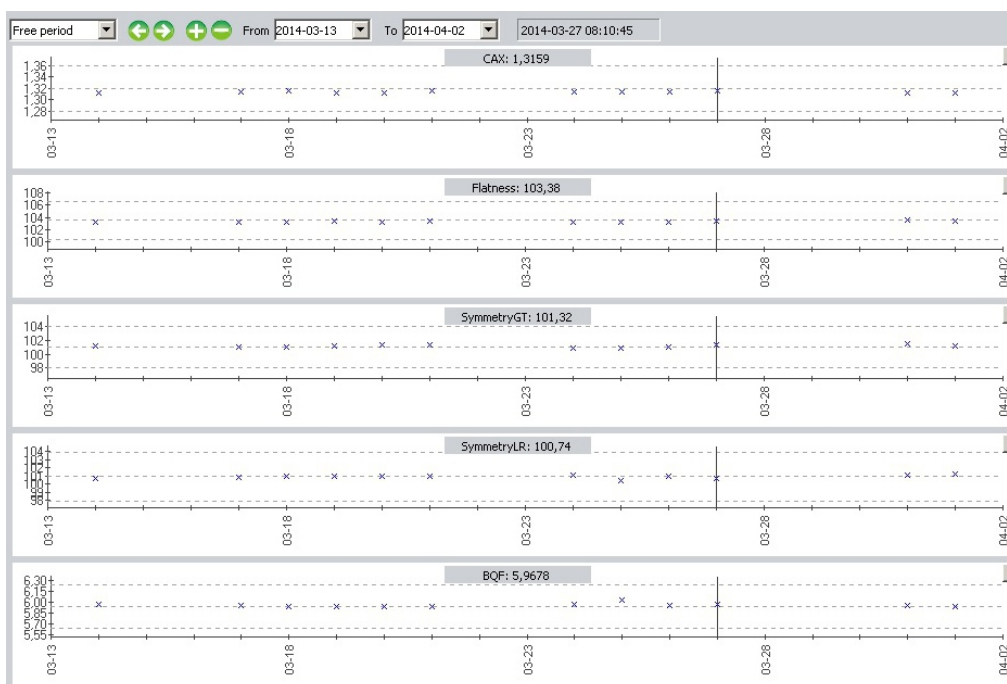
sono ricavati i valori di riferimento in funzione di possibili fluttuazioni. A seguito di queste misure sono stati decisi i valori di riferimento e i range di tolleranze.

Attraverso un software apposito si è inserito all'interno del QuickCheck l'elenco che prevede una sequenza di misure che verranno effettuate quotidianamente e i relativi valori di riferimento con un range di tolleranza. Il tecnico ogni mattina può verificare il corretto funzionamento della macchina controllando che, a seguito della misura, il dispositivo non fornisca un errore. Tale errore sarà presente ogni qualvolta la misura uscirà dal range di tolleranza per uno qualsiasi dei valori da valutare.

A titolo di esempio si riportano in figura 4.5 una serie di misure effettuate per un periodo di 15 giorni in cui si vede la stabilità della macchina per i diversi fasci. In ogni grafico è indicata con linea continua il valore di riferimento e con linea tratteggiata il valori minimo e massimo accettabili. Per ogni fascio è riportato, dall'alto verso il basso, il valore di CAX, *flatness*, simmetria e qualità della radiazione. Lo strumento permette di valutare anche i valori acquisiti da ciascuna camera.



(a) fascio di elettroni 4 MeV



(b) fascio di fotoni da 6 MeV

Figura 4.5: Andamento dei parametri dei controlli quotidiani per due fasci di esempio

4.3 I controlli a geometria rotante

Una caratteristica fondamentale della VMAT è quella di modificare il campo irradiato e il dose rate in funzione dell'angolo di ingresso del fascio rispetto al paziente. Questo rende più complessi i controlli di qualità dei piani che devono prevedere un sistema di misura che sia in grado di rispettare una geometria rotante. In commercio vi sono diversi sistemi che permettono questi tipo di controlli:



(a) Delta4



(b) Arc Check



(c) Matrixx



(d) Octavius 4D

Figura 4.6: Immagini dei fantocci disponibili in commercio per i controlli rotazionali

- il Delta4, mostrato in figura 4.6(a), è costituito da 1069 diodi disposti su due piani ortogonali all'interno di un cilindro di PMMA. Un opportuno software acquisisce i dati misurati dai diodi e li combina con la rotazione del *gantry* acquisita attraverso un inclinometro in modo da applicare una correzione per ricavare la distribuzione di dose misurata.^[17]
- l'ArcCheck, mostrato in figura 4.6(b), ha 1386 diodi disposti ad un centimetro l'uno dall'altro lungo una spirale sulla superficie di un cilindro con un diametro di 21cm, all'isocentro il fantoccio ha una cavità con raggio di 15 cm predisposta per inserire, eventualmente, un ulteriore

parte del fantoccio che include alloggiamento per l'inserimento di una camera a ionizzazione.^[18]

- il Matrixx, mostrato in figura 4.6(c), è costituito da un fantoccio cubico acqua equivalente di dimensioni $31,4 \times 34 \times 34 \text{ cm}^3$ o da un fantoccio più piccolo di dimensioni $31,4 \times 34 \times 22 \text{ cm}^3$ all'interno del quale va collocata una matrice di 32×32 camere a ionizzazione distanziate di 7,62mm. Ogni camera ha un volume sensibile di $0,08 \text{ cm}^3$. Il fantoccio è statico e alla misura viene applicata una correzione in funzione dell'angolo del gantry cui è stata acquisita. La misura dell'angolo del gantry è acquisita attraverso un inclinometro.^{[19], [20], [21]}
- l'Octavius 4D, mostrato in figura 4.6(d), utilizza la matrice di camere *Octavius 729*. Questa ha una dimensione di $27 \times 27 \text{ cm}^2$ ed è costituita da 729 camere a ionizzazione disposte su di un unico piano in file da 27 camere ciascuna equidistanti.^[22] Le camere hanno un volume sensibile di $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$ e sono disposte in modo che il loro punto effettivo di misura sia 0,75 cm al di sotto della superficie. La matrice di camere è posta all'interno di un fantoccio cilindrico di raggio 32 cm, acqua equivalente, che ruota in sincrono con il gantry grazie a dei motori collegati ad un inclinometro che viene attaccato al LINAC. È un fantoccio che fa una misura con camere a ionizzazioni e che ha i rivelatori sempre ortogonali al fascio.
- Il piano dell'Epid, opportunamente calibrato, può essere utilizzato per controlli dosimetrici tramite opportuni software anche per la dosimetria in vivo.

L'ospedale San Jacopo dispone dell'Octavius 4D.

4.3.1 *Commissioning* del fantoccio Octavius 4D e del suo software

I valori misurati attraverso la matrice Octavius 729 sono trasferiti ad un software specifico che permette la costruzione di una mappa di dose a partire dai valori misurati. Tale programma è il *Verisoft* che ha un modulo specifico per l'Octavius 4D. Al fine di poter creare la mappa di dose il verisoft richiede una serie di parametri di calibrazione.

Per il *commissioning* dell'Octavius 4D sono state acquisite nel fantoccio ad acqua le PDD a SSD 85 cm dei campi 2×2 ; 3×3 ; 4×4 ; 5×5 ; 8×8 ; 10×10 ; 12×12 ; 15×15 ; 20×20 ; 25×25 e 26×26 per i fasci di fotoni a 6 MV e 10 MV. Si è scelto di acquisire i dati con la semiflex per i campi fino al 5×5 e di

utilizzare la pin point per campi più piccoli coerentemente con quanto scelto per il TPS. Tali valori sono poi inseriti all'interno del Verisoft.

Una volta note le PDD richieste, il *Verisoft* è in grado di ricostruire un volume di dose a partire da ciascun punto misurato. Dopo l'acquisizione della misura il verisoft genera un volume di dose composto da voxel di $2,5 \times 2,5 \times 2,5 \text{ mm}^3$ ottenuta come interpolazione lineare de valori calcolati attraverso i seguenti step che sono ripetuti per ogni camera e ogni angolo:^[23]

- converte le PDD misurate in acqua per il *commissioning* nelle PDD misurabili nel fantoccio dell'Octavius4D attraverso le densità elettroniche.
- Valuta la dose in gray misurata da una delle camere ad un dato angolo e ricostruisce la linea che collega il punto di misura al fuoco dell'acceleratore, come visibile in figura 4.7
- determina la grandezza del campo dal numero di camere irradiate,
- applica le correzioni per le misure fuori asse
- ricostruisce il valore di dose in gray lungo la congiungente camera-fuoco all'interno del fantoccio grazie alle PDD inserite in fase di *commissioning*

La metrica gamma

Al fine di confrontare due matrici di dose, calcolata e misurata, è necessario stabilire un criterio per valutare la sovrapponibilità delle matrici stesse. Il criterio maggiormente utilizzato al momento è quello che si basa sulla metrica *gamma*.

Una volta ottenute le mappe di dose calcolate dal TPS e misurate attraverso un'opportuna matrice queste possono essere confrontate. Per verificare la sovrapponibilità delle matrici 2D si utilizza la *metrica gamma*(γ). Tale metrica si basa sul fatto che due punti in zone ad alto gradiente possano avere una piccola differenza di dose oppure, pur avendo la stessa dose, non siano sovrapponibili perché un errore di setup fa sì che siano shiftati. Considerando ciò si valuta se il punto calcolato e il punto misurato siano sovrapponibili all'interno di un intervallo di dose e di spostamento spaziale secondo la 4.1.^[14]

$$\gamma(i) = \min_{\forall t} \sqrt{\left(\frac{\delta_i(t)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r_i(t)}{\Delta r}\right)^2} \quad (4.1)$$

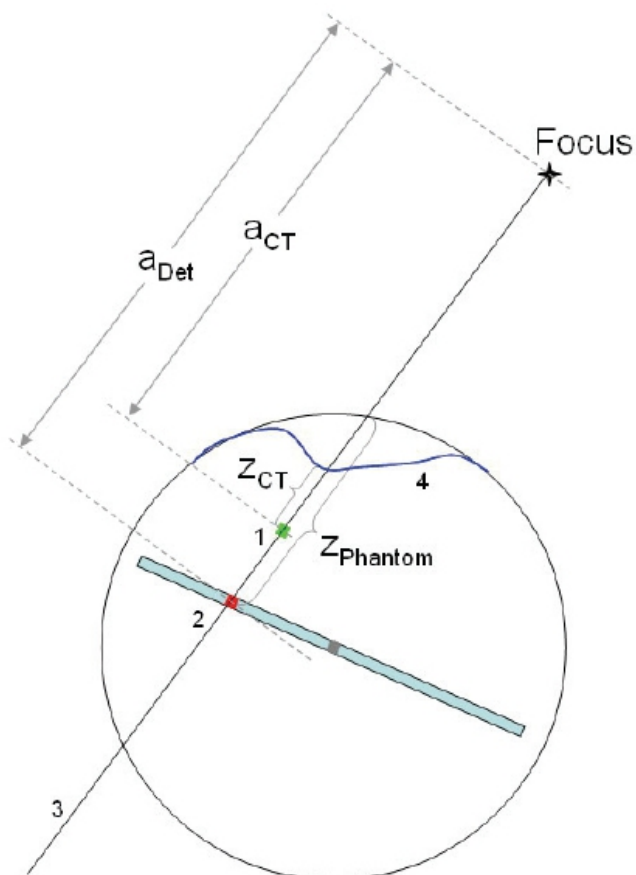


Figura 4.7: Visualizzazione del calcolo della dose nell'*Octavius 4D*. Si indica con (3) la direttrice tra il fuoco e la camera considerata (2); con (4) il contorno del paziente ricavato dalla TC. Il rivelatore in esame misura la dose D_{Det} alla profondità $z_{Phantom}$ del fantoccio acqua-equivalente. L'algoritmo ricostruisce la dose D_{CT} per il voxel in analisi (1) alla profondità acqua equivalente z_{CT} nell'immagine TC. L'immagine non è in scala.

Nella 4.1 si indica con "i" il punto i-esimo misurato e con "t" il punto t-esimo calcolato. La distanza tra i due punti è data dal valore $r_i(t)$. Con $\delta_i(t)$ si indica la differenza in dose valutata, analogamente alla 3.1, secondo la seguente formula:

$$\delta_i(t) = \frac{D_{calc}(i + r_i(t))}{D_{mis}(i) \times \frac{D_{ref}^{th}}{D_{ref}}} \quad (4.2)$$

Con i valori Δd e Δr si sono indicate le tolleranze sulle incertezze di dose e di spostamento.

I confronti su volumi di dose possono usare una metrica analoga.

La metrica gamma 3D Il Verisoft procede alla validazione dei dati acquisiti dell'Octavius 4D attraverso 4 step. In primo luogo divide il cubo di dose calcolato e acquisito in voxel di $2,5 \times 2,5 \times 2,5 \text{ mm}^3$ ad ognuno dei quali è associato un valore di dose misurato. Laddove non ci sono punti misurati il valore di dose è valutato per interpolazione lineare.^[23]

Successivamente vengono confrontate le due matrici di dose attraverso tre step:^[24]

- vengono definiti validi i voxel per cui $\gamma \leq 1$ secondo l'equazione 4.1 (solitamente calcolata al 3% in dose e 3 mm nello spazio 3D)
- Nel secondo passo si parte dall'idea che in una zona ad alto gradiente l'interpolazione lineare possa non fornire i valori di dose corretti, pertanto tutti i punti che si trovano spazialmente tra i due valori di dose misurati in una zona ad alto gradiente possono assumere tutti i valori di dose nel range dato dai valori misurati. Da ciò consegue che se all'interno dell'ellissoide definito dalla metrica gamma si trovano due punti che differiscono dal valore di dose richiesto una volta per eccesso e una volta per difetto allora l'esito del confronto sarà positivo.
- Il terzo step include, con lo stesso metodo del secondo passo, anche quei punti per cui all'interno dell'ellissoide cade la retta di interpolazione tra due punti misurati subito all'esterno dell'ellissoide stesso.

Il Verisoft prevede anche un ricalcolo dei dati acquisiti con il fantoccio sulla TC di centraggio del paziente. Tale procedura, importando assieme alla TC anche le strutture, permette un confronto sull'istogramma dose volume.

Il controllo attraverso campi statici

Una volta predisposto sia il Verisoft che il Pinnacle si sono eseguiti una serie di controlli per appurare il corretto funzionamento del sistema di verifica.

In primo luogo si è irradiato un campo 10x10 a *gantry* 0° e a *gantry* 180° per poter valutare l'attenuazione del lettino e, successivamente, inserire il dato all'interno di Pinnacle.

La prima verifica per il controllo del corretto funzionamento del fantoccio è stata fatta confrontando il cubo di dose calcolato e acquisito con l'Octavius 4D per due campi statici 10x10 cm² con gantry a 0° e 180°. Come mostrano

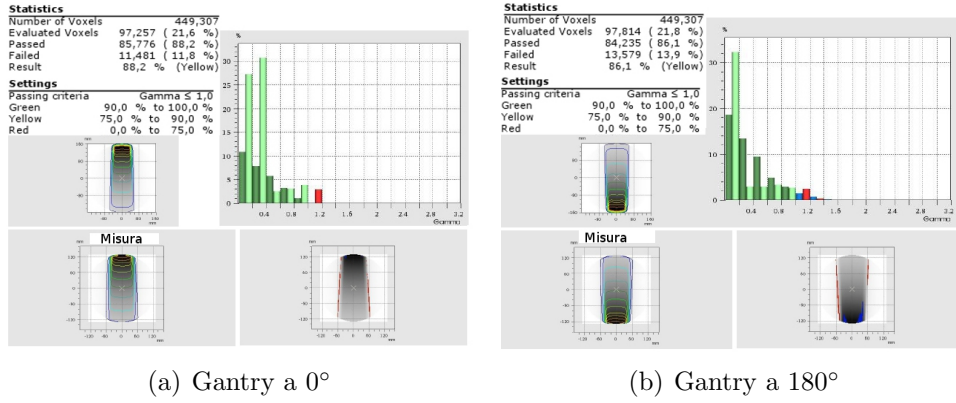


Figura 4.8: Confronto tra valore calcolato (in alto) e misurato con Octavius 4D (in basso) per i campi statici 10x10 a gantry 0 e 180 con 6MV

le figure 4.8 a gantry 0 si ha la maggior parte dei punti che non rientrano nella condizione di $\gamma \leq 1$ sono nelle penombre a gantry 0. A gantry 180 si hanno anche punti che non rispettano la condizione all'ingresso del fascio nel fantoccio, questo è dovuto al fatto che il lettino di trattamento non è ancora stato modellizzato su pinnacle. Il problema della modellizzazione delle penombre è caratteristica dell'Octavius 4D, come si vede dalla letteratura,^[23] ed è dovuto alla distribuzione dei punti di misura. Questo migliora a gantry rotante poiché la rotazione stessa durante l'acquisizione permette di rendere il campionamento più denso.

L'analisi delle immagini in 4.8 è stata fatta anche attraverso la valutazione dei profili (immagine 4.10) e delle PDD (immagine 4.9). Valutando la misura della camera centrale nell'erogazione del campo a gantry 0° e a gantry 180° per il fascio a 6MV si è calcolata un'attenuazione del lettino pari al 2,6%, il che è compatibile con quanto riportato dalle specifiche tecniche (paragrafo 1.4).

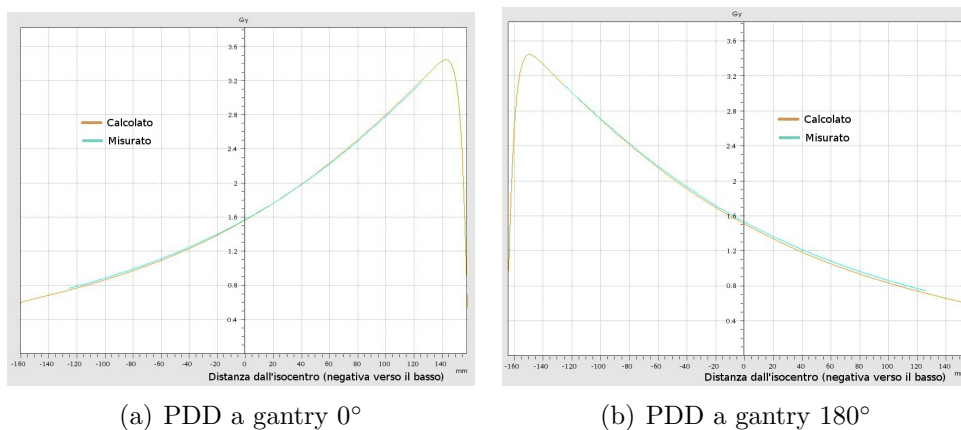


Figura 4.9: Confronto delle PDD calcolate dal TPS e misurate con l'Octavius 4D per il fascio da 6 MV per un campo 10x10 cm²

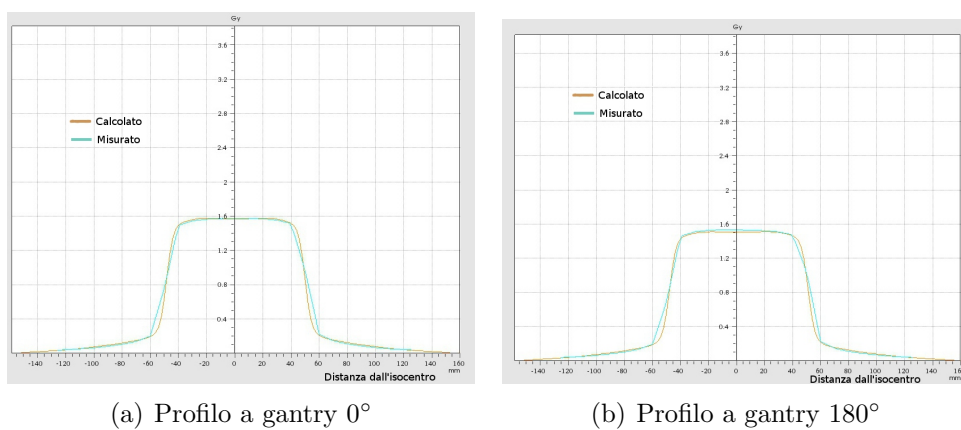


Figura 4.10: Confronto dei profili calcolati dal TPS e misurati con l'Octavius 4D per il fascio da 6 MV sul piano dell'isocentro per un campo 10x10 cm²

L'analisi dei profili riconferma come la mancanza di punti acquisiti sia alla base dei punti rigettati dalla condizione di $\gamma \leq 1$. L'analisi della curva dose profondità mostra come le curve di dose-profondità calcolate dal TPS nelle condizioni particolari di misura riproducano quelle acquisite dal fantoccio. Questo sottolinea non solo la bontà di ricostruzione delle PDD da parte dell'Octavius 4D ma riconferma anche la validazione del TPS. Si nota, inoltre, che la mancata modellizzazione del lettino nel TPS causa la non completa sovrapponibilità delle curve PDD.

Il controllo attraverso un campo 10x10 rotante

La prima verifica a gantry rotante è stata fatta acquisendo un campo 10x10 lungo un arco completo erogando 200 MU a 6 MV. Nell'immagine 4.11 è possibile vedere i risultati dell'analisi volumetrica. Il 99,7% dei voxel ha una $\gamma \leq 1$ nel range di 3% e 3mm.

Nelle immagini 4.12, 4.13 e 4.14 si possono vedere i confronti delle mappe di dose sui piani rispettivamente coronale, sagittale e trasversale passanti per l'isocentro. La loro analisi permette di vedere come i punti "freddi" e "caldi"¹ siano principalmente sulle penombre e nella zona in cui il fascio attraversa il lettino.

¹Si intendono punti "caldi" i punti, rossi nelle immagini, in cui la dose misurata è maggiore di quella calcolata, viceversa si intendono punti "freddi", blu nelle immagini, i punti in cui la dose misurata è minore di quella calcolata

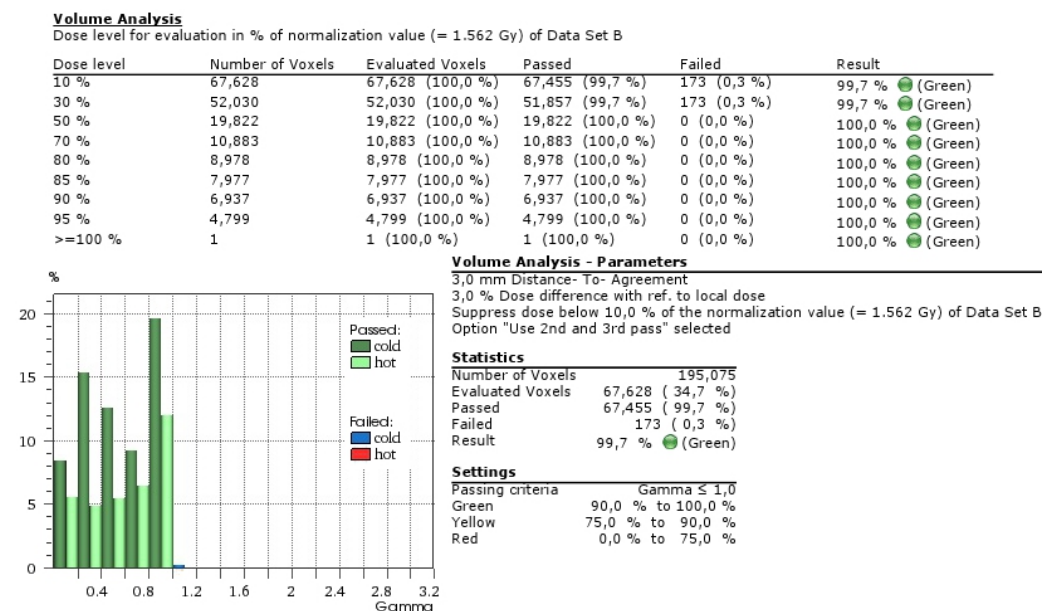


Figura 4.11: Analisi volumetrica di un campo 10x10 a gantry rotante

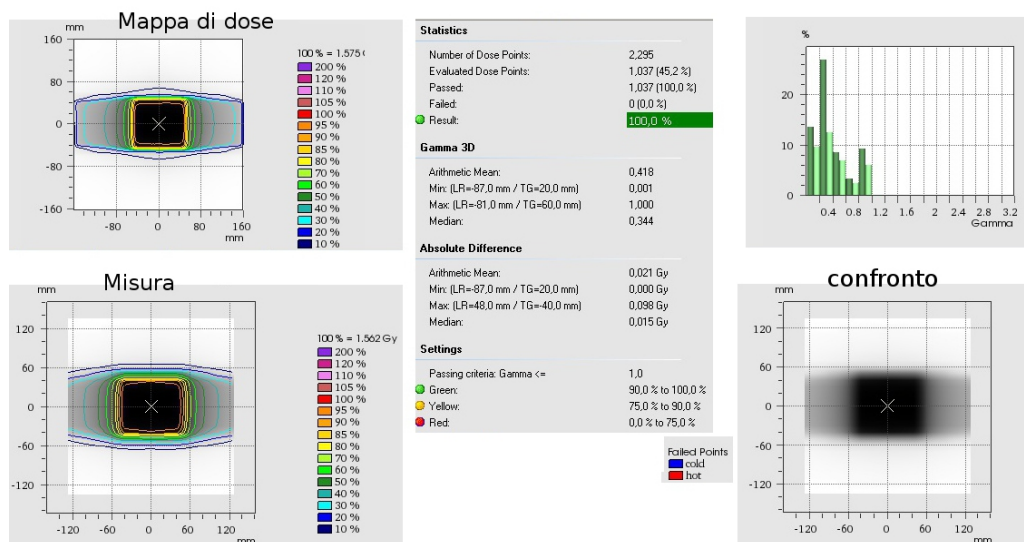


Figura 4.12: Piano coronale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante

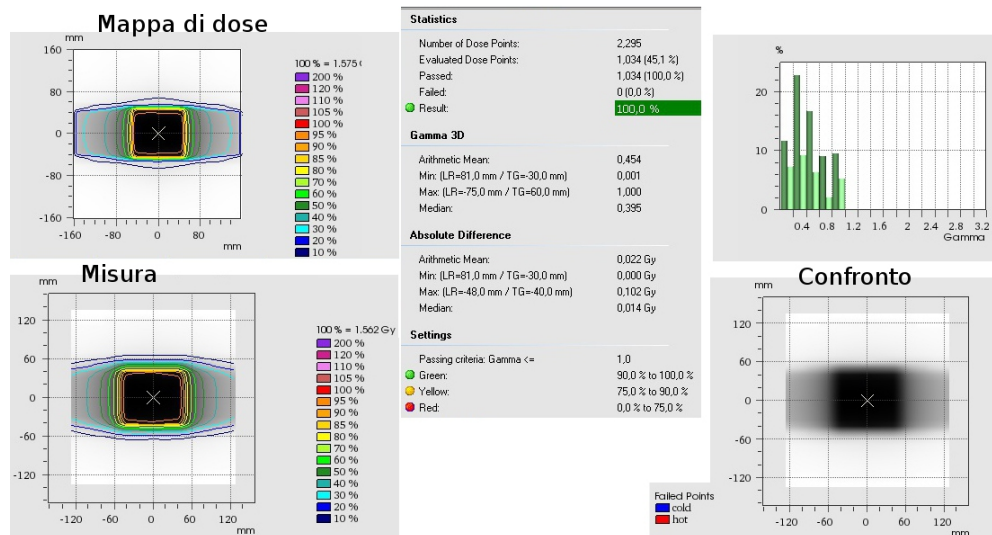


Figura 4.13: Piano sagittale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante

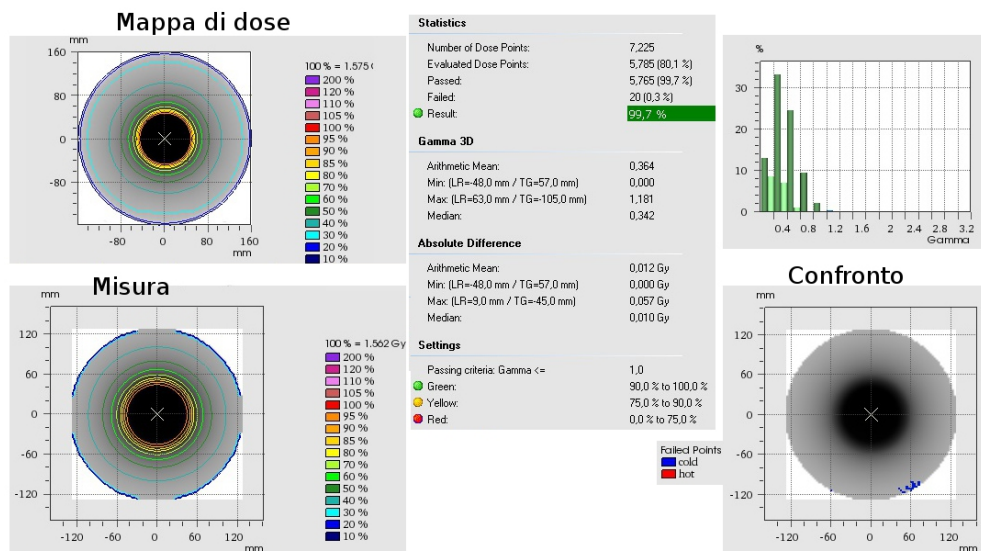


Figura 4.14: Piano trasversale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante

4.3.2 Esempi di verifiche cliniche su piani personalizzati

Il controllo di un piano di trattamento IMRT può essere effettuato attraverso due metodi. In un caso possono essere riportati tutti i campi da erogare alla posizione 0 del gantry ed erogarli su una matrice posta sul lettino, i campi, così modificati, possono essere calcolati e misurati per il confronto. Con questo metodo si perde completamente ogni riferimento geometrico e l'influenza della gravità sulle lamelle della testata ma è un metodo piuttosto semplice che permette di verificare che il campo venga correttamente irradiato.

Il secondo metodo prevede, invece, che i campi vengano erogati senza la modifica dell'angolo di erogazione, in tal modo si verifica anche l'influenza della gravità sugli spostamenti delle lamelle.

In entrambi i casi la distribuzione di dose viene ricalcolata sul fantoccio utilizzato per la verifica.

Per i controlli VMAT è possibile utilizzare solo il secondo metodo di controllo.

Verifiche planari IMRT con Matrice *Octavius 729*

Per le prove di qualità dei trattamenti IMRT si dispone la matrice sul piano di trattamento in modo che le camere siano posizionate sul piano dell'isocentro. Per aumentare il buildup si sovrappongono alla matrice di acquisizione 5 cm di acqua solida e per aumentare il backscattering la matrice viene sovrapposta a sua volta a 3 cm di acqua solida. Tutti i campi vengono erogati con angolo di gantry pari a 0° e i valori misurati vengono comparati con quelli forniti dalla mappa di dose calcolata da Pinnacle sul fantoccio.

Condizione necessaria per l'erogabilità di un piano è che per ogni fascio almeno il 90% dei punti acquisiti sul piano abbia una $\gamma \leq 1$ con una tolleranza del 3% sulla dose e di 3 mm sugli spostamenti. Durante l'analisi non vengono considerati i punti che misurano dosi inferiori al 5% del valore massimo.

Di seguito si mostrano mappe di dose per i confronti eseguiti su diversi distretti.

Trattamenti Testa collo Nelle immagini 4.15 si possono vedere le verifiche per il distretto testa-collo di un piano successivamente erogato su di un paziente. La tecnica utilizzata prevede 3 volumi a dosi di 54 Gy, 60 Gy e 70 Gy irradiati con 7 campi a diversi angoli di *gantry* modulati attraverso IMRT

Ognuna delle sette immagini riporta in alto a sinistra la mappa di dose calcolata, in basso a sinistra la mappa di dose misurata, in basso a destra il confronto tra le due mappe e subito sopra i valori utilizzati per il confronto e l'esito dello stesso. Nel confronto sono riportati in blu e in rosso i punti in cui la dose misurata è minore o maggiore di quella calcolata.

In tutte le proiezioni almeno il 95% dei punti supera la verifica, inoltre è da considerare come molti punti che non passano il controllo siano al bordo del campo.

Trattamenti alla prostata Nelle immagini 4.16 si possono vedere le verifiche per il distretto della prostata trattata su di un volume unico. Rispetto al trattamento “testa collo” è meno modulato ed ha un volume più piccolo.

In tutte le proiezioni almeno il 95% dei punti supera la verifica, inoltre è da considerare come tutti i punti che non passano il controllo siano al bordo del campo.

Trattamenti allo scavo pelvico Nelle immagini 4.17 si possono vedere le verifiche per il distretto della prostata.

In queste immagini si è inserito anche l'istogramma che indica il numero dei punti che non superano la condizione imposta con il parametro γ . In quasi tutte le proiezioni almeno il 95% dei punti supera la verifica, fa eccezione la proiezione del fascio a gantry 0 che ha un rate del 92,5% dove però tutti i punti sono sul bordo campo.

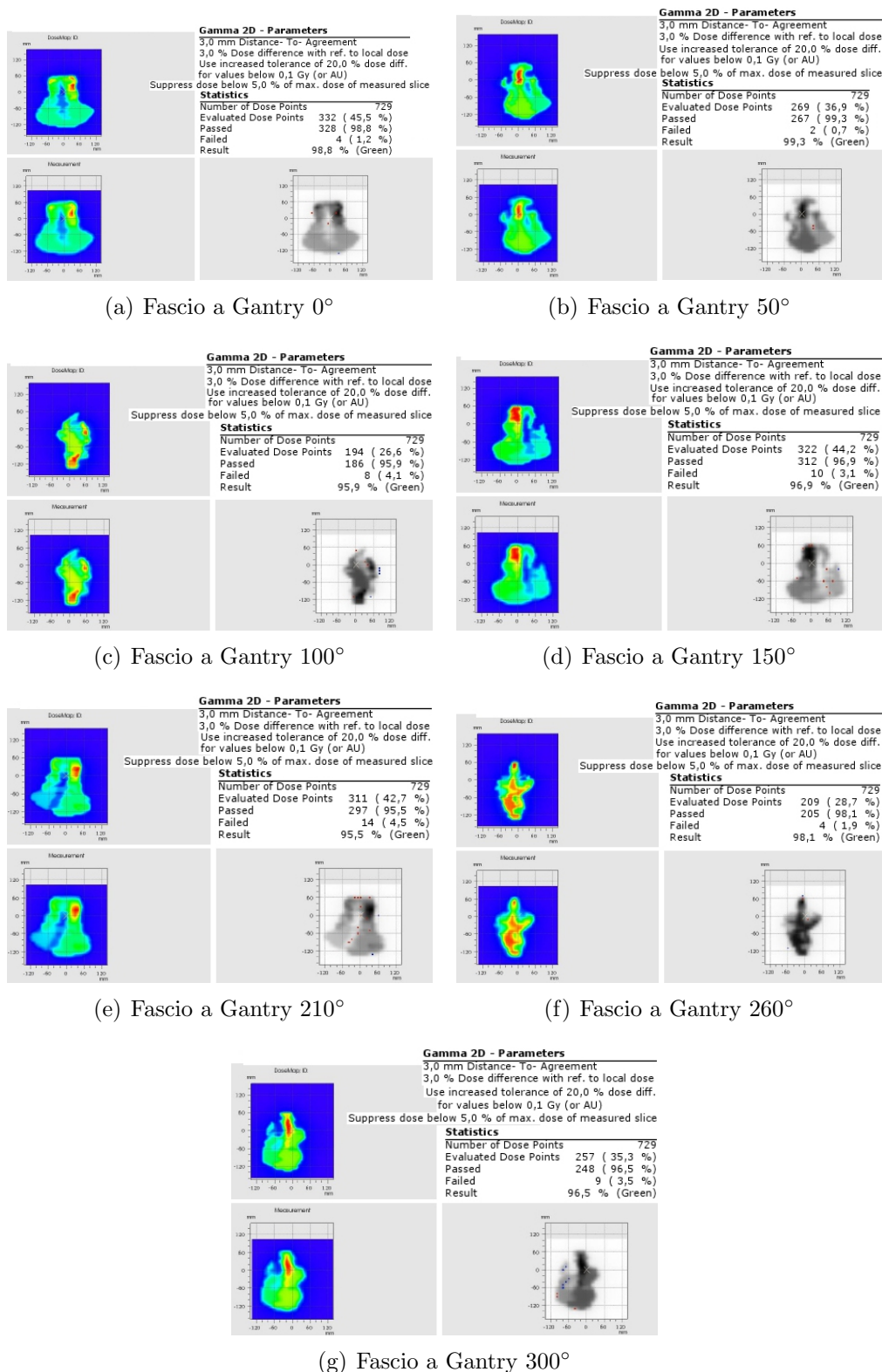


Figura 4.15: Verifiche IMRT su trattamento testa collo

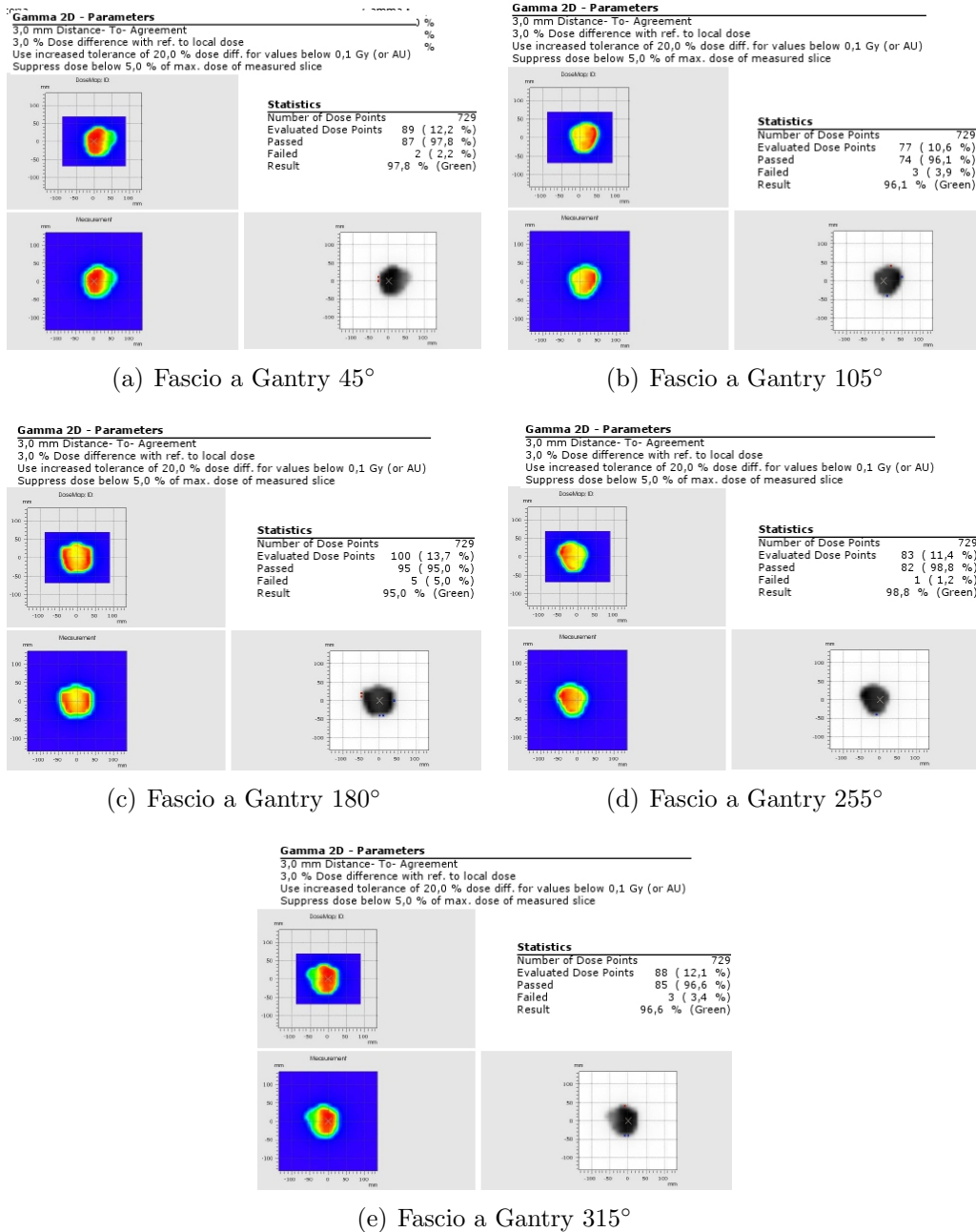
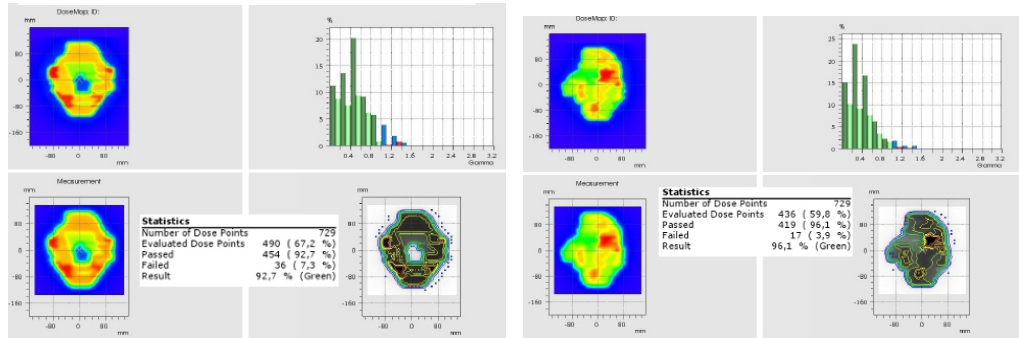
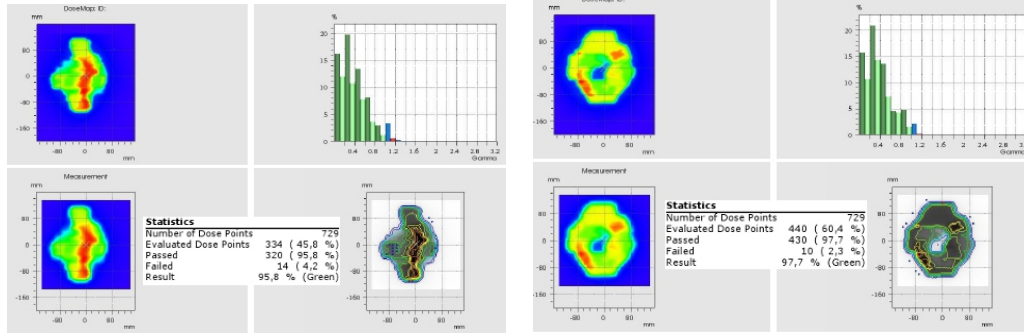


Figura 4.16: Verifiche IMRT su trattamento alla prostata



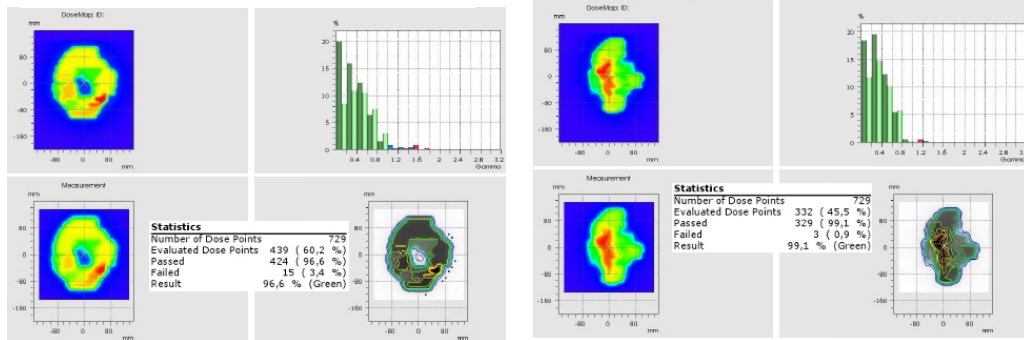
(a) Fascio a Gantry 0°

(b) Fascio a Gantry 45°



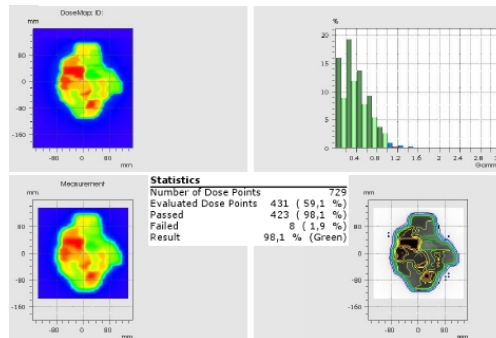
(c) Fascio a Gantry 110°

(d) Fascio a Gantry 165°



(e) Fascio a Gantry 195°

(f) Fascio a Gantry 250°



(g) Fascio a Gantry 315°

Figura 4.17: Verifiche IMRT su trattamento allo scavo pelvico

Verifiche di piani IMRT su geometria volumetrica

Il trattamento “testa - collo” descritto al paragrafo 4.3.2 è stato verificato, a seguito di un replanning, con il fantoccio *Octavius4D* ottenendo i risultati visibili nell’immagine 4.18. Si nota un’ottima sovrapponibilità dei dati calcolati ai dati acquisiti, superano il test della metrica gamma il 95,1% dei voxel.

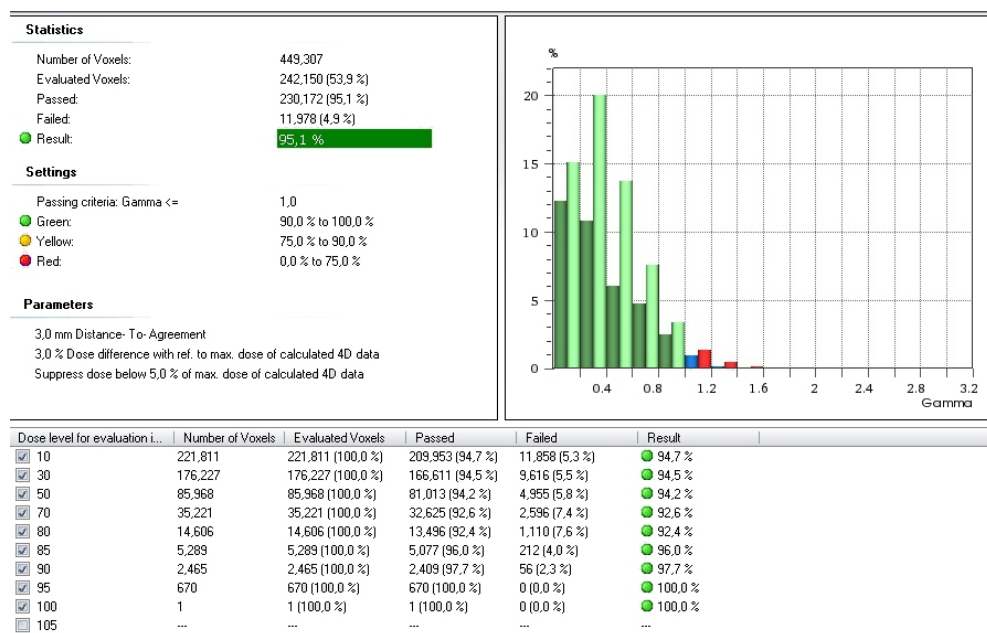


Figura 4.18: Analisi volumetrica tra i valori calcolati e misurati con l’octavius 4D per un’IMRT di un trattamento testa collo

Nell’immagine 4.19 si vede la sezione trasversale centrale del fantoccio, sulla quale è possibile vedere come i punti che non superano la metrica si trovino sulle penombre.

Per fare questi controlli si acquisiscono i dati con la stessa matrice utilizzata per i controlli planari, la matrice *Octavius 729*, che, per i controlli a diversi angoli del gantry, può essere inserita all’interno del fantoccio *Octavius 4D* che grazie ad un inclinometro segue la rotazione del gantry in modo da restare ortogonale al fascio. I dati saranno confrontati con l’uso del programma Verisoft fornito insieme alla matrice.

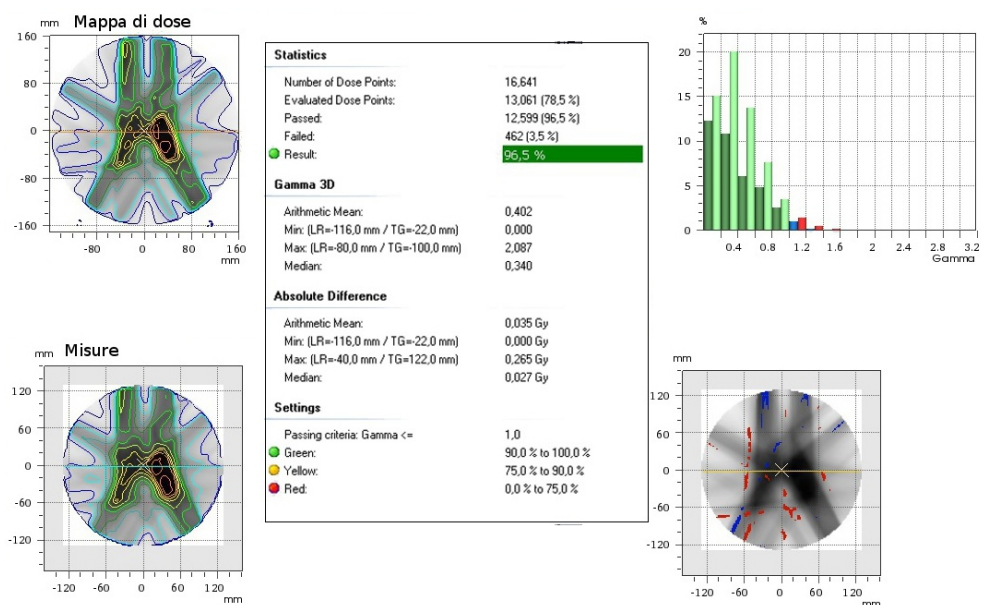


Figura 4.19: Confronto sul piano trasversale tra i valori calcolati e misurati con l'octavius 4D per un'IMRT di un trattamento testa collo

Verifica di un piano VMAT

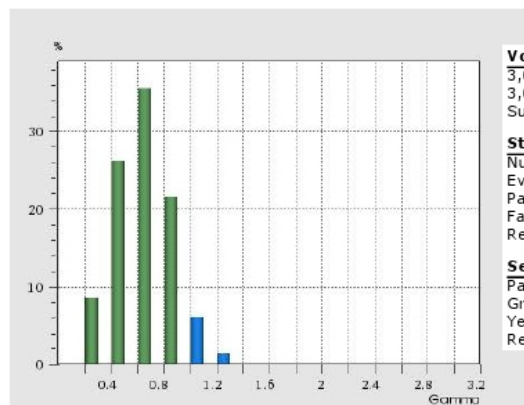
I controlli del trattamento VMAT devono essere necessariamente eseguiti attraverso il fantoccio Octavius4D. Il primo tentativo di verifica di un trattamento VMAT è stato eseguito per un trattamento alla prostata.

Per questo trattamento si è considerata sia la possibilità di trattare con un singolo arco sia con due archi. Durante l'erogazione si nota che il trattamento con 2 archi richiede molto più tempo di quello ad un solo arco, il che è da tenere presente per eventuali trattamenti sui pazienti.

Volume Analysis

Dose level for evaluation in % of normalization value (= 2.033 Gy) of Data Set B

Dose level	Number of Voxels	Evaluated Voxels	Passed	Failed	Result
10 %	69,472	69,472 (100,0 %)	69,218 (99,6 %)	254 (0,4 %)	99,6 % (Green)
30 %	27,362	27,362 (100,0 %)	27,195 (99,4 %)	167 (0,6 %)	99,4 % (Green)
50 %	11,168	11,168 (100,0 %)	11,027 (98,7 %)	141 (1,3 %)	98,7 % (Green)
70 %	6,062	6,062 (100,0 %)	5,942 (98,0 %)	120 (2,0 %)	98,0 % (Green)
80 %	4,569	4,569 (100,0 %)	4,460 (97,6 %)	109 (2,4 %)	97,6 % (Green)
85 %	3,685	3,685 (100,0 %)	3,576 (97,0 %)	109 (3,0 %)	97,0 % (Green)
90 %	2,729	2,729 (100,0 %)	2,620 (96,0 %)	109 (4,0 %)	96,0 % (Green)
95 %	1,470	1,470 (100,0 %)	1,379 (93,8 %)	91 (6,2 %)	93,8 % (Green)
>=100 %	1	1 (100,0 %)	0 (0,0 %)	1 (100,0 %)	0,0 % (Red)



Volume Analysis - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement

3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated 4D data

Suppress dose below 5,0 % of max. dose of calculated 4D data

Statistics

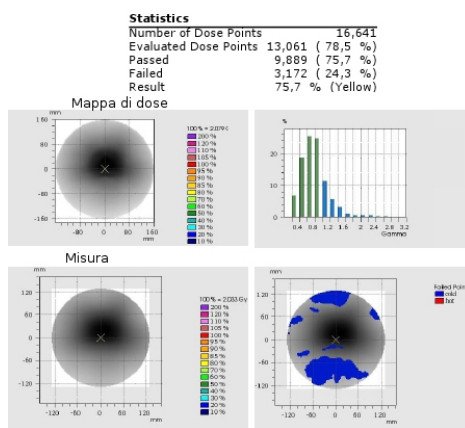
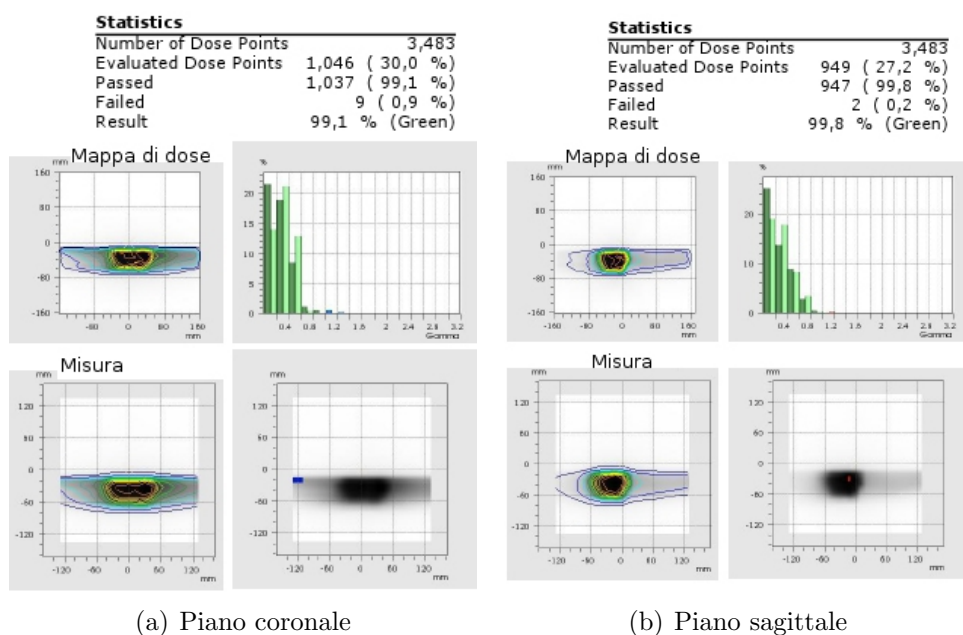
Number of Voxels	449,307
Evaluated Voxels	91,485 (20,4 %)
Passed	91,225 (99,7 %)
Failed	260 (0,3 %)
Result	99,7 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Figura 4.20: Verifica volumetrica per una VMAT a singolo arco

Le distribuzioni di dose e il rate di punti che superano la condizione di $\gamma \leq 1$ sono, per questa prima verifica, confrontabili.



(c) Piano trasversale

Figura 4.21: Mappe di dose per la verifica del trattamento VMAT a singolo arco

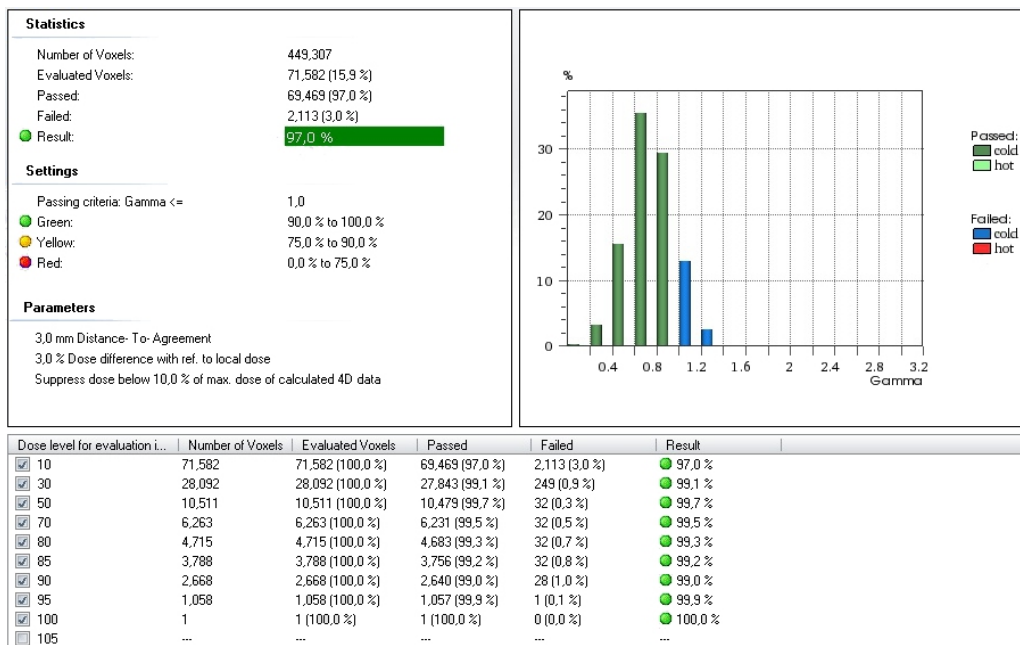


Figura 4.22: Verifica volumetrica per una VMAT a doppio arco

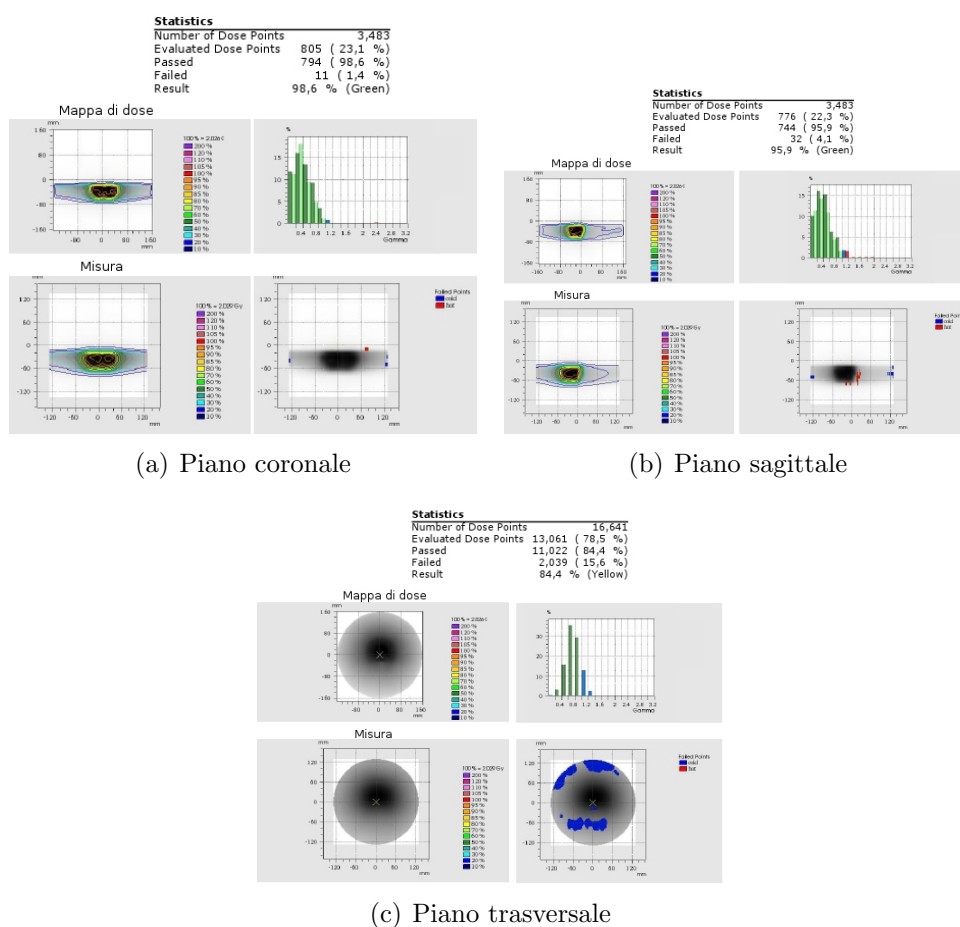


Figura 4.23: Mappe di dose per la verifica del trattamento VMAT a doppio arco

Conclusioni

Questo lavoro di tesi riproduce le attività necessarie per la caratterizzazione del LINAC *Synergy Agility* dell'Elekta e per la validazione del sistema di TPS Pinnacle presenti presso l'ospedale S. Jacopo di Pistoia.

La caratterizzazione del LINAC e del sistema multilamellare di collimazione (MLC) è stata effettuata seguendo linee guida nazionali e internazionali, quali il protocollo 398 dell'IAEA.

Parallelamente, seguendo il report n7 dell'AIFM e il booklet 7 dell'Estro, è stato effettuato il *commissioning* del TPS per le tecniche 3D, IMRT e VMAT e la sua validazione attraverso l'analisi di valori di dose assoluta e relativa, prestando particolare attenzione all'acquisizione di dati relativi a campi piccoli e alla simulazione del TPS in zone a bassa dose e basso gradiente.

Successivamente si è provveduto a definire un sistema di verifiche che permettano, con periodicità stabilita, il controllo delle prestazioni dell'acceleratore e dei sistemi IGRT, nonché delle procedure IMRT e VMAT. A tal proposito sono stati utilizzati software specifici (Artiscan) e fantocci particolari (Octavius con matrice di rivelatori Octavius 729 della PTW) descritti nel capitolo 4.

Infine sono stati riportati i controlli che si eseguono, prima dell'erogazione sul paziente, sui piani di trattamento personalizzati riportando l'analisi effettuata con la metrica gamma con valori di accordo ai piani di 3% in dose e 3 mm.

Per semplicità di esposizione sono state tralasciate le verifiche effettuate sulla cone-beam CT e su altri accessori del LINAC.

È inutile dire che il punto di partenza dell'attivazione clinica di un acceleratore rimane la dosimetria di base che deve essere svolta con elevata precisione. I sistemi di misura attuali conseguenti ai protocolli utilizzati, permettono una buona accuratezza della misura della dose in un punto.

Le nuove tecnologie IMRT e VMAT ci impongono poi di costruire un sistema di verifiche che permetta di controllare sul campo ciò che realmente succede.

Nel nostro lavoro si evidenzia la necessità in primo luogo di verificare che ciò che le caratteristiche dichiarate dal costruttore siano all'interno delle tolleranze definite. Successivamente, per quanto riguarda il sistema di piani di trattamento, si è costruito un sistema di controlli che confronta il calcolato con il misurato, in maniera tale da permettere una comparazione critica sperimentalmente accettabile.

Pertanto anche trattamenti complessi che sono stati prodotti da sistemi di calcolo, possono essere compresi attraverso una standardizzazione di misure che ci permette di verificare ogni trattamento.

Ormai anche le evidenze cliniche concordano che in determinate patologie non è più possibile non utilizzare tecniche ad intensità modulata, quindi un sistema di controlli che riesca a produrre dati sperimentali congruenti ai piani erogati, rappresenta uno strumento di indubbia utilità comunque necessario per poter effettuare questa tipologia di trattamenti radioterapici.

Appendice A

Controllo dell'Epid

Per il controllo del pannello di acquisizione si acquisiscono una serie di immagini, in figura A.1, per verificare l'uniformità e il rapporto segnale-rumore dell'immagine, nonché eventuali distorsioni sul campo acquisito. Attraverso l'uso di un opportuno fantoccio si acquisisce l'immagine riportata in figura A.1(a) che permette di valutare la dimensione del pixel.

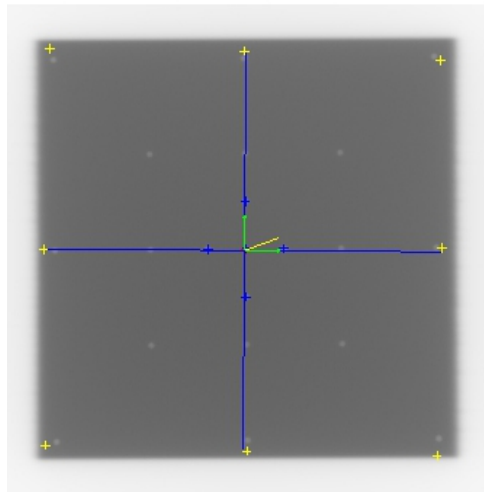
Successivamente si acquisisce un'immagine con un fantoccio più complesso che permette di fare diverse analisi sulla qualità dell'immagine acquisita. Come mostra la figura A.2 grazie a questo fantoccio è possibile analizzare parametri come la linearità del segnale e la risoluzione ad alto e basso contrasto.

Mediante l'acquisizione di opportune immagini è stato possibile misurare i parametri richiesti. Si è controllato che i valori misurati fossero compatibili con quanto richiesto dalle normative internazionali, in particolar modo si è fatto riferimento al report 142 dell'AAPM. Ognuno dei parametri misurati sarà preso come riferimento per i futuri controlli.

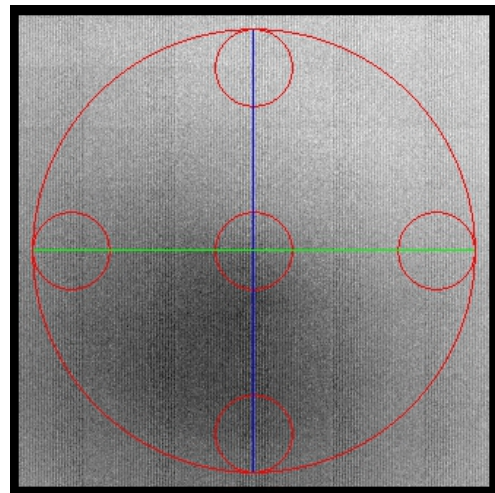
Attraverso l'immagine A.1(b) è stato possibile valutare un rapporto segnale-rumore al centro pari a 291 UA e al bordo pari a 306 UA con un'uniformità relativa lungo i profili pari al 99%.

L'immagine A.1(a) ha permesso di valutare la dimensione del pixel pari a 0,2501mm x 0,2501mm a fronte di un valore atteso di 0,2512x0,2512 mm². Questo valore ha permesso di valutare, nell'immagine A.1(c), la dimensione del campo ottenendo valori che distano al massimo dello 0,6% dal valore nominale lungo la direzione delle lamelle (latero-laterale) e dello 0,4% nella direzione delle jaws (gun-target).

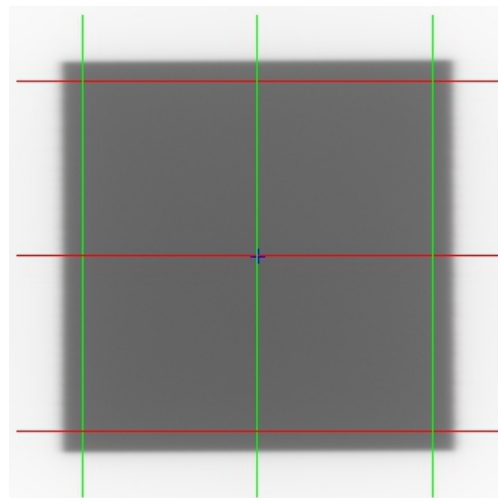
Analizzando l'immagine ottenuta con il fantoccio come indicato dall'immagine A.2 si sono trovati i seguenti risultati. La risposta del detettore è



(a) Immagine per la calibrazione

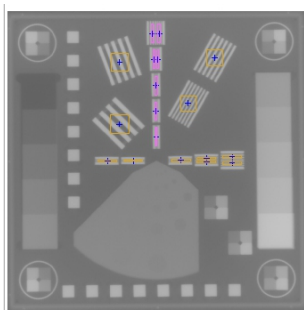


(b) Immagine per l'uniformità

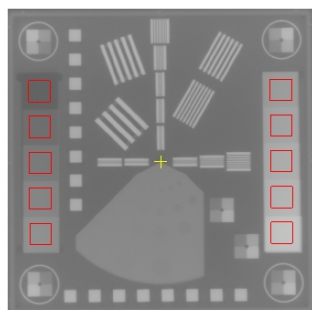


(c) Immagine per il controllo delle dimensioni e della distorsione del campo

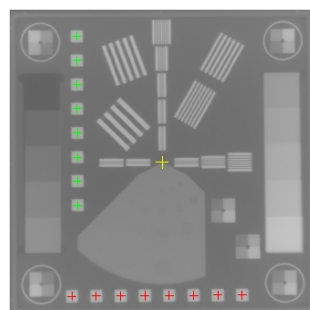
Figura A.1: Immagini per alcuni controlli di qualità del pannello



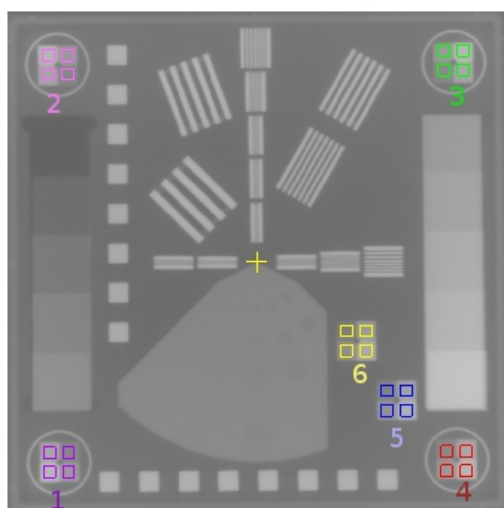
(a) Zone per l'analisi della risoluzione ad alto contrasto



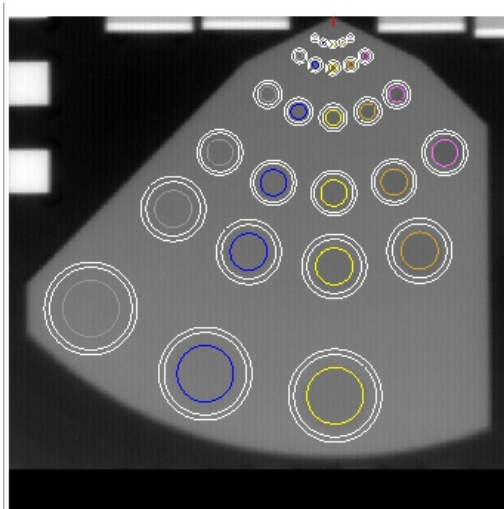
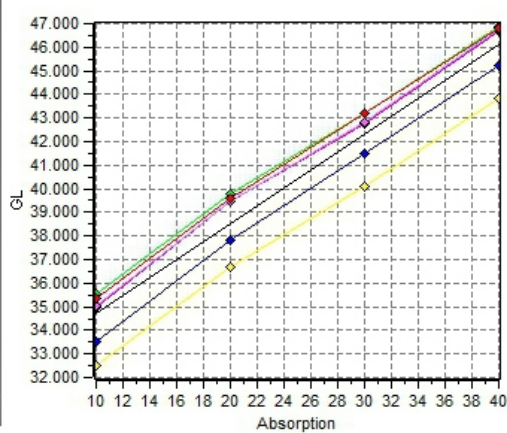
(b) Zone per l'analisi della risposta lineare del rivelatore



(c) Zone per l'analisi delle aberrazioni geometriche



(d) Zone per l'analisi della linearità del segnale locale



(e) Zone per l'analisi del contrasto a bassa risoluzione

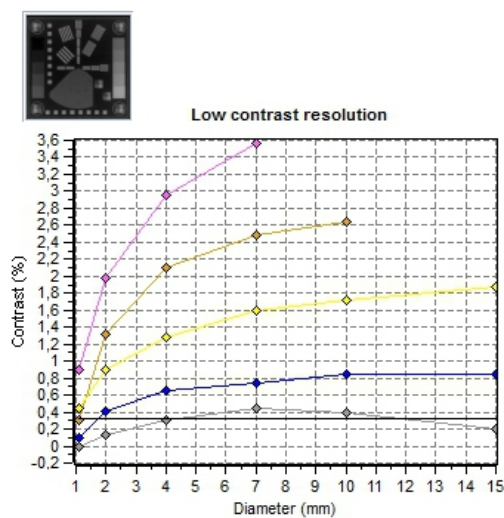


Figura A.2: Analisi della qualità delle immagini dell'iView con il fantoccio *EPID QC phantom*

lineare. In particolare si ha che:

$$GL = 518,50 \times \text{Assorbimento}\% + 639,87 \quad (\text{A.1})$$

La deviazione dalla regressione è compresa tra -2,44% e 1,98%. In particolare, valutando la risposta lineare locale, si osservano le seguenti deviazioni:

	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6
Minimo	0,87%	1,17%	1,50%	1,20%	-3,40%	-6,24%
Massimo	2,55%	2,76%	2,99%	2,66%	-1,74%	-4,46%

Le zone evidenziate in A.2(c) servono ad analizzare le aberrazioni geometriche. Confrontando la distanza misurata tra i diversi elementi e la stessa distanza nominale si è calcolato un errore medio di -0,06% in entrambe le direzioni (x,y).

L'analisi della risoluzione ad alto contrasto mostra come la risoluzione massima sia di 1,19 lp/mm lungo la direzione verticale e di 1,36 lp/mm lungo la direzione orizzontale. L'analisi della risoluzione a basso contrasto è stata fatta su inserti con 6 diametri differenti (15mm, 10mm, 7mm, 4mm, 2mm, 1,1mm) posti a 5 profondità diverse (4,8mm, 3,2mm, 2mm, 1mm, 0,5mm) ed è riportata nell'immagine A.2(e).

Acronimi

d_{\max}	Profondità alla quale si ha il massimo di dose, tale valore può essere estrapolato dalla curva dose profondità.....	17
CAX	Center of Axis	21
FOV	Field Of View	9
IGRT	Image Guided RadioTherapy	2
IMAT	Intensity Modulated Arc Therapy, il cui nome commerciale per l'Elekta è VMAT	1
IMRT	Intensity Modulated RadioTherapy	1
LINAC	Acceleratore Lineare	i
MLC	Collimatore MultiLamellare	3
MU	Unità Monitor	2
OF	Output Factor	26
PDD	Misure di dose in profondità	2
PTV	Volume Tumorale per la Pianificazione del trattamento radioterapico	2
TPR_{10}^{20}	Indicatore della qualità del fascio basato sul rapporto delle misure di dose acquisite a profondità di 20 cm e 10 cm. ^[3]	25
TPS	<i>Treatment Planning System</i>	i
SSD	Distanza sorgente superficie	16
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy	i

Elenco delle figure

1.1	Sistema di coordinate dell'acceleratore ^[4]	5
1.2	Confronto tra l'Agility Elekta e un MLC	6
1.3	Sistema di coordinate dell'XVi	10
1.4	Schema del lettino di trattamento	11
1.5	Sistema di coordinate dell'Hexapod	11
2.1	Rappresentazione delle caratteristiche delle lamelle	15
2.2	Sistema di riferimento del fantoccio ad acqua	20
2.3	Foto delle rivelatore e della reference montate nella vasca ad acqua	22
2.4	PDD dei fotoni a 6 MV acquisite con diversi rivelatori	28
2.5	Curve dose profondità al variare del campo per il fascio da 6 MV	28
2.6	PDD degli elettroni	30
2.7	Profili a diverse profondità del fascio a 6 MV per un campo 10x10 cm ²	32
2.8	Output factor per il fascio di 6 MV, misurati a SSD=100 cm e profondità 10 cm	35
2.9	Output factor acquisiti con diodo, diamante e Pinpoint per campi al di sotto del campo 8x8 cm ²	36
2.10	Output Factor per campi piccoli	36
2.11	Wedge Factor calcolati secondo la formula standard per il fascio da 6 MV	38
3.1	Confronto su Pinnacle tra i valori misurati e calcolati dal TPS per una PDD di un fascio a 6 MV su un campo 10x10	43
3.2	Confronto su Pinnacle tra i valori misurati e calcolati dal TPS per le PDD del fascio a 6 MV per un campo piccolo e un campo grande	43
3.3	Zone descritte dal booklet 7 dell'Estro ^[16]	44

3.4	Zone di interesse per l'analisi dei profili come rappresentate dal booklet 7 dell'Estro ^[16]	45
3.5	Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 10x10	46
3.6	Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 2x2 a profondità 10cm	46
3.7	Profili misurati e calcolati con Pinnacle per la macchina commissionata su un campo 40x40 a profondità 10cm	46
3.8	BEV dei campi asimmetrici con riportati i punti di misura di dose	48
3.9	Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per campi asimmetrici	51
3.10	Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per il campo L	52
3.11	Profili acquisiti e calcolati con parametri differenti (macchina 1 e 2) dal TPS Pinnacle per il campo S	53
4.1	Immagini acquisite per il controllo del multileaf attraverso Artiscan	59
4.2	Immagini acquisite per il controllo del <i>multileaf</i> attraverso Artiscan	60
4.3	Esempi di immagini Aquilab per controlli VMAT	63
4.4	Struttura del quickCheck	65
4.5	Andamento dei parametri dei controlli quotidiani per due fasci di esempio	67
4.6	Immagini dei fantocci disponibili in commercio per i controlli rotazionali	68
4.7	Visualizzazione del calcolo della dose nell' <i>Octavius 4D</i>	71
4.8	Confronto tra valore calcolato (in alto) e misurato con Octavius 4D (in basso) per i campi statici 10x10 a gantry 0 e 180 con 6MV	73
4.9	Confronto delle PDD calcolate dal TPS e misurate con l' <i>Octavius 4D</i> per il fascio da 6 MV per un campo 10x10 cm ²	74
4.10	Confronto dei profili calcolati dal TPS e misurati con l' <i>Octavius 4D</i> per il fascio da 6 MV sul piano dell'isocentro per un campo 10x10 cm ²	74
4.11	Analisi volumetrica di un campo 10x10 a gantry rotante	76
4.12	Piano coronale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante	76
4.13	Piano sagittale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante	77

4.14	Piano trasversale del cubo di dose per il campo 10x10 a 6 MV con gantry rotante	77
4.15	Verifiche IMRT su trattamento testa collo	80
4.16	Verifiche IMRT su trattamento alla prostata	81
4.17	Verifiche IMRT su trattamento allo scavo pelvico	82
4.18	Analisi volumetrica tra i valori calcolati e misurati con l'octa- vius 4D per un'IMRT di un trattamento testa collo	83
4.19	Confronto sul piano trasversale tra i valori calcolati e misurati con l'octavius 4D per un'IMRT di un trattamento testa collo .	84
4.20	Verifica volumetrica per una VMAT a singolo arco	85
4.21	Mappe di dose per la verifica del trattamento VMAT a singolo arco	86
4.22	Verifica volumetrica per una VMAT a doppio arco	87
4.23	Mappe di dose per la verifica del trattamento VMAT a doppio arco	88
A.1	Immagini per alcuni controlli di qualità del pannello	92
A.2	Analisi della qualità delle immagini dell'iView con il fantoccio <i>EPID QC phantom</i>	93

Elenco delle tabelle

1.1	Specifiche della testata ^[5]	7
2.1	Tabella dei valori di calibrazione per le camere Farmer e Advanced Markus usate per la dosimetria assoluta dei fasci rispettivamente di fotoni ed elettroni con l'elettrometro UnidosE	27
2.2	Valori di z_{ref} e R_{50} per i fasci di elettroni	31
2.3	Definizione della zona piatta dei profili di fotoni	32
2.4	Valori di <i>flatness</i> e <i>symmetry</i> acquisiti in fase di <i>commissioning</i> per i fasci di fotoni	33
2.5	Valori di <i>Flatness</i> , <i>symmetry</i> e penombra acquisiti in fase di <i>commissioning</i> per i fasci di elettroni per due degli applicatori disponibili, come previsto dal protocollo di Acceptance Elekta seguito.	34
2.6	Valori misurati per gli <i>Output Factor</i> di campi piccoli	37
3.1	Valori di dose puntuale a SSD=90cm per il fascio a 6 MV confrontati con i valori forniti dal TPS.	42
3.2	Differenze massime calcolato e misurato per le PDD ^[14]	44
3.3	Tolleranze sui profili nella validazione del TPS	45
3.4	Confronto tra dose misurata e calcolata dal TPS in determinati punti di campi asimmetrici	50
4.1	Tolleranze per i controlli previste dall'AAPM 142	56
4.2	Valori misurati per le penombre dovute alle lamelle a seguito dell'acquisizione dell'immagine 4.2(c), le penombre laterali sono numerate dall'1 al 6 dall'alto verso il basso	62

Bibliografia

- [1] C. X. Yu e G. Tang. *Intensity-modulated arc therapy: principles, technologies and clinical implementation*. Physics in Medicine and Biology, vol. 56 (2011)(5):pp. R31–R54. URL <http://stacks.iop.org/0031-9155/56/i=5/a=R01>.
- [2] C. Elith, S. E. Dempsey, N. Findlay e H. M. Warren-Forward. *An introduction to the intensity-modulated radiation therapy (IMRT) techniques, tomotherapy, and VMAT*. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, vol. 42 (2011):pp. 37–43.
- [3] P. Andreo, D. Burns, K. Hohlfeld, M. Huq, T. Kanai, F. Laitano, V. Smyth e S. Vynckie. *Technical reports series n: 398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. IAEA, 2000, 2000.
- [4] *Agility and integrity r3.x information for treatment planning systems*. Elekta, 2013.
- [5] J. L. Bedford, M. D. Thomas e G. Smyth. *Beam modeling and VMAT performance with the agility 160-leaf multileaf collimator*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol. 14 (2013).
- [6] C. Onal, G. Arslan, C. Parlak e S. Sonmez. *Comparison of IMRT and VMAT plans with different energy levels using Monte-Carlo algorithm for prostate cancer*. Japan Journal Radiology, vol. 32 (2014):pp. 224–232.
- [7] *Dose calculations - collapsed cone convolution superposition and delta pixel beam*. Philips.
- [8] B. Hårdemark, A. Liander, H. Reh binder e Lö. *P³IMRT - direct machine parameter optimization*. Philips White Paper.
- [9] *Pinnacle³ physics - reference guide*. Philips, 2006. Release 8.0.
- [10] *Agility and integrity r3.0 instructions for use - clinical mode*. Elekta, 2012.

-
- [11] *Adsorbed dose determinatrion in photon and high energy electron beams.* PTW.
- [12] A. VV. *Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators.* AAPM, Report n 142, 2009.
- [13] G. Verona Rinati. *Caratterizzazione dosimetrica del rivelatore a diamante.*
- [14] A. VV. *Protocollo per il controllo della qualità dei sistemi per pianificazione radioterapica (RTPS).* AIFM, Report n 7, 2011.
- [15] J. Venselaar, H. Wellewerd e B. Mijnheer. *Tollerances for the accuracy photon beam dose calculation of treatment planning systems.* Radiotherapy and Oncology, vol. 60 (2001):pp. 191–201.
- [16] AAVV. *Booklet n 7: Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams.* Estro, 2004.
- [17] J. L. Bedford, Y. K. Lee, P. Wai, C. P. South e A. P. Warrington. *Evaluation of the Delta(4) phantom for IMRT and VMAT verification.* Physics in Medicine and Biology, vol. 54 (2009)(9):pp. N167–N176. URL <https://publications.icr.ac.uk/8022/>.
- [18] AAVV. *ArcCheck The Ultimate 4D QA Solution. A 4D isotropic cylindrical detector array for arc delivery QA and Dosimetry.* SunNuclear, 2013.
- [19] V. Chandraraj, S. Stathakis, R. Manickam, C. Esquivel, S. Supe e N. Papanikolaou. *Comparison of four commercial devices for rapidarc and sliding window IMRT QA.* Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol. 12 (2011)(2). ISSN 15269914. URL <http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/3367>.
- [20] Y. Shimohigashi, F. Araki, H. Tominaga, J. Sakata, K. Kawasaki, N. Kanetake, Y. Iwashita, S. Yoshimura, T. Kawakami, T. Ishihara, T. Okuda e K. Kogo. *Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification.* Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol. 13 (2012)(5). ISSN 15269914. URL <http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/3856>.
- [21] AAVV. *MatriXX evolution system, the solution for rotational treatment QA.* IBA, 2013.

-
- [22] E. Spezi, A. L. Angelini, F. Romani e A. Ferri. *Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments*. Physics in Medicine and Biology, vol. 50 (2005)(14):p. 3361. URL <http://stacks.iop.org/0031-9155/50/i=14/a=012>.
- [23] B. Allgaier, E. Schüle e J. Würfel. *Dose reconstruction in the OCTA-VIUS 4D phantom and in the patient without using dose information from TPS*. White Paper PTW, (2013).
- [24] T. Depuydt, A. Van Esch e D. P. Huyskens. *A quantitative evaluation of IMRT dose distribution: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*. Radiotherapy and Oncology, (2002)(62):pp. 309–319.

Ringraziamenti

Devo la realizzazione di questa tesi a tante persone che qui vorrei ringraziare.

Un primo ringraziamento va a tutta la *Fisica Sanitaria* di Pistoia che mi è stata accanto in questo progetto dandomi l'opportunità di imparare tantissimo. In particolare Angela Vaiano che, instancabile, mi ha affiancato quotidianamente, Gianmarco De Otto fornitore di numerosi e preziosi consigli e Luca Bernardi per la sua grande disponibilità. Sono grata a Barbara Lazzari che, pur non occupandosi di radioterapia, mi è stata accanto in numerose attività di tirocinio rendendo ogni giornata più leggera con il suo atteggiamento apparentemente spensierato. Grazie anche a Sara e a Italo per la loro costante presenza e, infine, ad Alba e ai suoi caffè.

Grazie al dott. Traino e a tutta la *Fisica Sanitaria* di Pisa per avermi accolta nella fase iniziale del tirocinio dandomi l'opportunità di avvicinarmi alla radioterapia e alle tecniche speciali, nonché alle unità operative di *Fisica Sanitaria* di Lucca e Livorno dove ho potuto svolgere numerose attività.

Tutto questo, però, lo devo soprattutto ai miei genitori che mi hanno permesso di frequentare nove anni ininterrotti di università fino a raggiungere questo obiettivo, sperando che sia il punto di inizio di un nuovo futuro. Grazie, per essermi stata accanto, al mio fratellino Nicola, che mi sopporta anche nel mio disordine, e alla mia nonna, Vanda, che ancora non si capacita come l'università possa durare così tanto.

Grazie poi a tutti i volontari, e non, della *Croce Gialla di Chiaravalle* e della *Croce Verde di Pistoia* che, al ritmo di 30:2, mi hanno fatto passare momenti indimenticabili e resa più conscia di quanto si possa fare.

Grazie anche a tutti i miei amici: Valentina per la compagnia durante i viaggi infiniti in treno e in auto, Mimmo, Lucia, Lara e Silvia perché nonostante la distanza ci sono in continuazione, Egon perché, in fondo, è anche grazie a lui se oggi sono più determinata che mai e Paolo che ha saputo farmi riprendere il sorriso quando serviva.